

Η εφαρμογή της μεθόδου των Πεπερασμένων Στοιχείων (Finite Element Method) στην εμβιομηχανική της Σπονδυλικής Στήλης

Χ.Κ. Γιαννακόπουλος
Ορθοπαιδικός Χειρουργός

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

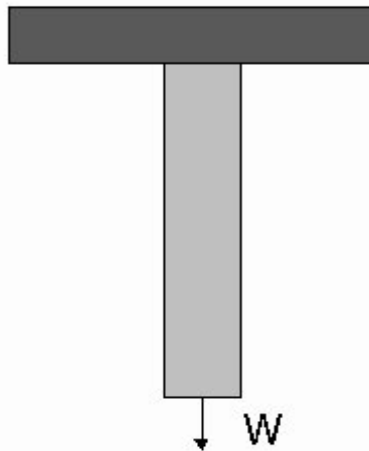
Η ορθοπαιδική είναι ο κατ'έξοχόν χώρος της ιατρικής στον οποίο η βιολογία συνδέεται άμεσα με τη μηχανική και οι αρχές αυτής εφαρμόζονται στην καθημερινή χειρουργική ιδίως πράξη, εξαιτίας των υλικών και των χειρουργικών τεχνικών που χρησιμοποιούνται. Στη σπονδυλική στήλη (ΣΣ) ο στόχος της πλειονότητας των επεμβάσεων είναι η αποκατάσταση ή η διατήρηση της σταθερότητάς της με τη χρήση πολλών τύπων υλικών με διαφορετικές ιδιότητες και ενδείξεις.^{22,50,103} Η επιλογή του κατάλληλου υλικού, αλλά και η μελέτη της λειτουργίας της ΣΣ πραγματοποιείται με ποικιλία ερευνητικών μεθόδων, τόσο πειραματικών, όσο και θεωρητικών. Η μεγάλη εξέλιξη στη χειρουργική και παθολογία της ΣΣ κατά την τελευταία δεκαετία και η εξέλιξη των χρησιμοποιούμενων υλικών οφείλεται σε μεγάλο βαθμό στην πληρέστερη κατανόηση της μηχανικής της. Στο κεφάλαιο αυτό θα περιγραφεί η χρήση της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων και θα γίνει ανασκόπηση των σημαντικότερων ευρημάτων σε σχέση με τη ΣΣ, προκειμένου να γίνει αντιληπτή η συμβολή της στην έρευνα των παθήσεων της ΣΣ σε φυσιολογικές και παθολογικές καταστάσεις.¹⁴⁹

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων χρησιμοποιείται στην εμβιομηχανική της σπονδυλικής στήλης από τη δεκαετία του 1970, έχει επομένως ξεπεράσει τα 25 έτη εφαρμογής στον τομέα αυτό. Με τη μέθοδο αυτή κατέστη δυνατή η προσομοίωση και μελέτη διαφόρων φυσιολογικών και παθολογικών καταστάσεων της σπονδυλικής στήλης, ενώ μελετήθηκε η επάρκεια και οι εμβιομηχανικές ιδιότητες της χρήσης υλικών οστεοσύνθεσης και σπονδυλοδεσίας που τοποθετούνται σε όλο το μήκος της. Τα αποτελέσματα που παρέχει η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων χρησιμεύουν στην επίλυση τόσο ερευνητικών, όσο και κλινικών προβλημάτων και έχουν καταστήσει τη μέθοδο αυτή απαραίτητο συμπλήρωμα των πειραματικών μεθόδων.^{33,48,65,71,139}

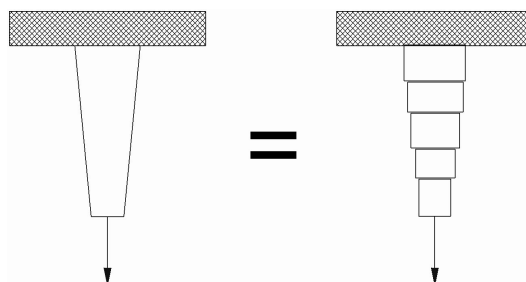
ΓΕΝΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (finite element method, FEM), είναι μία υπολογιστική τεχνική ανάλυσης τάσεων που δημιουργούνται σε κατασκευές, η οποία εφαρμόστηκε στην ορθοπαιδική εμβιομηχανική για πρώτη φορά το 1973 για τη μελέτη των πεδίων τάσεων που αναπτύσσονται στα οστά υπό διάφορες συνθήκες δομής και φόρτισης. Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (ΠΣ) αναπτύχθηκε το 1943 από τον R. Courant, ο οποίος χρησιμοποίησε τη μέθοδο αριθμητικής ανάλυσης κατά Ritz, αλλά γνώρισε μεγάλη ανάπτυξη κατά τη δεκαετία του 1970 λόγω της σημαντικής αύξησης της διαθέσιμης υπολογιστικής ισχύος.¹³⁹ Μέχρι τότε εφαρμόζονταν στην αεροναυτική και στην αμυντική και πυρηνική βιομηχανία, αλλά το εύρος χρήσης της ήταν σχετικά περιορισμένο. Την εποχή μας οι διαθέσιμοι υπερυπολογιστές καθιστούν δυνατό τον υπολογισμό ακριβών αποτελεσμάτων για όλων των ειδών τις παραμέτρους. Ενδεικτικό της προόδου της τεχνολογίας είναι το γεγονός ότι οι σημερινοί προσωπικοί υπολογιστές είναι 10 φορές περίπου πιο ισχυροί από τους υπερυπολογιστές της δεκαετίας του 1980. Μετά την αρχική της χρήση στην εμβιομηχανική η μέθοδος των ΠΣ έχει εφαρμοστεί σε κάθε σχεδόν πεδίο της εμβιομηχανικής και κύρια στη μελέτη της συμπεριφοράς των ενδοπροθέσεων, στη μελέτη της αλληλεπίδραση συστημάτων οστεοσύνθεσης και οστών κ.λ.π. Η αύξηση της υπολογιστικής ισχύος έχει συμβάλλει στην ανανέωση του ενδιαφέροντος για την εφαρμογή της μεθόδου στην εμβιομηχανική. Στην ουσία η μέθοδος των ΠΣ είναι μία μαθηματική μέθοδος επίλυσης διαφορικών εξισώσεων. Επειδή είναι μία αριθμητική (numerical) μέθοδος έχει τη δυνατότητα επίλυσης περίπλοκων προβλημάτων που είναι δυνατό να εκφραστούν με τη μορφή διαφορικών εξισώσεων. Τέτοιου είδους προβλήματα παρουσιάζονται σε όλα τα πεδία των φυσικών επιστημών, επομένως η μέθοδος των ΠΣ θεωρητικά δεν έχει όρια στην εφαρμογή της για την επίλυση πρακτικών προβλημάτων.^{21,22,30,40,50,103,139} Εξαιτίας του υψηλού κόστους της υπολογιστικής ισχύος τα αρχικά χρόνια εφαρμογής τους τα ΠΣ χρησιμοποιούνταν για την επίλυση περίπλοκων προβλημάτων, αλλά τα τελευταία χρόνια χρησιμεύουν στην επίλυση όλων και περισσότερων προβλημάτων σε μεγάλη ποικιλία επιστημών. Αρχικά χρησιμοποιούνταν mainframes, αλλά πλέον υπάρχει λογισμικό που εργάζεται σε προσωπικούς υπολογιστές σε περιβάλλον windows. Βεβαίως όπως και κάθε μέθοδος, τα πεπερασμένα στοιχεία έχουν πλεονεκτήματα και

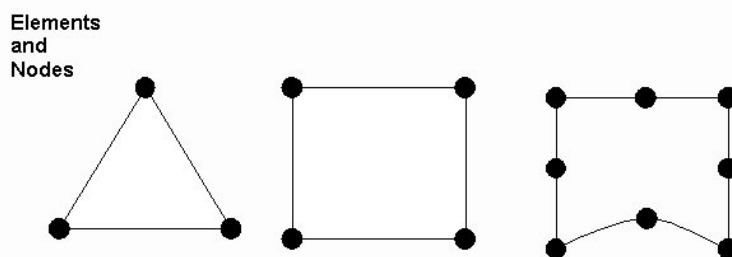
μειονεκτήματα, αλλά με την κατάλληλη εφαρμογή είναι δυνατή η ελαχιστοποίηση των πηγών λάθους και η πληρέστερη εκμετάλλευση των αποτελεσμάτων. Στη σπονδυλική στήλη η μέθοδος έχει χρησιμοποιηθεί για τη μελέτη όλων των τμημάτων της, από την αυχενική μοίρα έως και το ιερό οστό. Μετά από τη μελέτη των ενδοπροθέσεων η ΣΣ αποτελεί τη συχνότερη εφαρμογή της μεθόδου των ΠΣ. Η μέθοδος έχει χρησιμοποιηθεί στη μελέτη των ιδιοτήτων και της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς των τμημάτων της ΣΣ τόσο σε φυσιολογικές, όσο και παθολογικές καταστάσεις, στο σχεδιασμό υλικών οστεοσύνθεσης, στη μελέτη της κινητικής και κινηματικής της ΣΣ κ.λ.π.¹⁴⁹ Σα θεωρητική, αναλυτική μέθοδος τα ΠΣ είναι δυνατό να χρησιμεύσουν στην ερμηνεία της δημιουργίας και την προόδο των διαφόρων παθήσεων μόνο σε στενή συνεργασία με την κλινική πρακτική και τα αποτελέσματά της δεν είναι αυταπόδεικτα και αυτοδύναμα.^{49,136} Η μελέτη ενός προβλήματος με ΠΣ συνίσταται στη δημιουργία ενός μοντέλου ενός υλικού ή μιας κατασκευής, το οποίο αναλύεται στη συνέχεια στον Η/Υ για την εξαγωγή συγκεκριμένων αποτελεσμάτων, τα οποία ερμηνεύουν τις ιδιότητές του ή προβλέπουν την επίδραση συγκεκριμένων συνθηκών. Η μέθοδος χρησιμεύει στο δημιουργία νέων προϊόντων, τα οποία σχεδιάζονται στον Η/Υ και οι ιδιότητές τους μελετώνται λεπτομερώς προτού αυτό αποκτήσει φυσική υπόσταση. Επίσης χρησιμεύει στην τροποποίηση υπάρχοντων υλικών και στην περίπτωση μηχανικών αποτυχιών χρησιμεύει στη διαπίστωση και διόρθωση του προβλήματος. Χρησιμοποιούνται δύο ειδών αναλύσεις ΠΣ, ανάλογα με το μοντέλο που εφαρμόζεται: Δύο διαστάσεων και τριών διαστάσεων. Η ανάλυση δύο διαστάσεων είναι απλούστερη, έχει μικρότερο κόστος και είναι δυνατό να πραγματοποιηθεί και σε απλό Η/Υ, αλλά τα αποτελέσματα από την εφαρμογή της είναι λιγότερο ακριβή. Η ανάλυση τριών διαστάσεων είναι περισσότερο ακριβής στις προβλέψεις της, απαιτεί σημαντική υπολογιστική ισχύ και ειδικό λογισμικό, η χρήση της είναι ακριβέστερη και είναι περισσότερο απαιτητική στο σχεδιασμό της. Η λογική στην οποία στηρίζεται η μέθοδος των ΠΣ παρουσιάζεται στο παρακάτω παράδειγμα: Η επιμήκυνση της δομής της **Εικόνας 1** υπό την επίδραση ενός φορτίου εξαρτάται από το μέγεθος της φόρτισης και από τις ιδιότητες του υλικού.



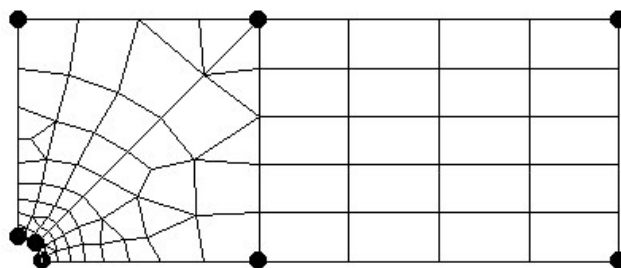
Η φόρτιση που ασκείται ισούται με το γινόμενο της ακαμψίας του υλικού επί την παρεκτόπιση που προκαλεί η δράση της, σύμφωνα με το νόμο του Hooke. Εάν η κατασκευή αυτή διαιρεθεί σε περισσότερα τμήματα (στοιχεία, elements), τα οποία θα συνδέονται μεταξύ τους σε σημεία που ονομάζονται κόμβοι (nodes) [**Εικόνα 2**] η συνολική φόρτιση θα ισούται με το άθροισμα του γινομένου [ακαμψία X παρεκτόπιση] για κάθε τμήμα. Η διαδικασία δημιουργίας του πλέγματος (mesh generation) ονομάζεται διακριτοποίηση (discretization).



Τα στοιχεία είναι δυνατό να λάβουν κάθε μορφή, αλλά συνήθως έχουν τη μορφή γνωστών γεωμετρικών σχημάτων, όπως είναι το τρίγωνο, το παραλληλόγραμμο, το τετράγωνο κ.λ.π. [Εικόνα 3].



Στις τρεις διαστάσεις τα στοιχεία είναι δυνατό να είναι κύβοι, παραλληλεπίπεδα κ.λ.π. Το μοντέλο των ΠΣ αποκαλείται επομένως από το στοιχεία που το αποτελούν δισδιάστατο ή τρισδιάστατο. Η ανάλυση ΠΣ χρησιμοποιεί ένα περίπλοκο σύστημα σημείων που καλούνται κόμβοι (nodes) που σχηματίζουν ένα δίκτυο που αποκαλείται πλέγμα (mesh). Μία πολύπλοκη κατασκευή αναλύεται σε ένα πλέγμα πεπερασμένου αριθμού στοιχείων απλού σχήματος [Εικόνα 4].



Το στοιχείο είναι η βασική δομική μονάδα με προκαθορισμένο αριθμό βαθμών ελευθερίας. Το πλέγμα προσομοιάζει με ιστό αράχνης, στον οποίο από κάθε κόμβο εκτείνεται ένα στοιχείο πλέγματος σε κάθε γειτονικό κόμβο. Το πλέγμα προγραμματίζεται ώστε να περιέχει τις δομικές ιδιότητες και τις ιδιότητες υλικού που καθορίζουν με ποιό τρόπο θα συμπεριφερθεί μία κατασκευή υπό ορισμένες συνθήκες φόρτισης. Οι κόμβοι τοποθετούνται με ορισμένη πυκνότητα εντός του υλικού ανάλογα με τα επίπεδα τάσης που αναπτύσσονται σε κάθε συγκεκριμένη περιοχή. Περιοχές με μεγαλύτερη αναμενόμενη τάση θα έχουν μεγαλύτερη πυκνότητα κόμβων από αυτές που η αναμενόμενη τάση είναι μικρότερη. Περιοχές που λαμβάνουν ιδιαίτερη σημασία είναι οι περιοχές στις οποίες είχε διαπιστωθεί σε πειραματικές μελέτες η παρουσία θραύσης ή γωνίες, κενά και περιοχές υψηλής τάσης. Η επιλογή της κατάλληλης πυκνότητας πεπερασμένων στοιχείων του πλέγματος (mesh density) είναι σημαντικός παράγοντας επιτυχίας του μοντέλου, προκειμένου να επιλυθεί το υπό μελέτη πρόβλημα. Εάν το πλέγμα είναι αδρό τότε είναι δυσχερής η σωστή επίλυση του προβλήματος. Αντίθετα, εάν το πλέγμα είναι ιδιαίτερα λεπτομερές και περιέχει μεγαλύτερο αριθμό στοιχείων απ'ότι είναι αναγκαίο, τότε το κόστος του υπολογιστικού χρόνου και ο αναγκαίος χρόνος για την ανάλυση είναι δυνατό να υπερβαίνουν το όφελος από την ανάλυση. Είναι χρήσιμη μία σχετική γνώση σχετικά με την κατανομή των τάσεων εντός του υλικού. Υπάρχει ανάγκη λεπτομερούς πλέγματος όταν υπάρχει σημαντική μεταβολή των τάσεων και παραμορφώσεων και αδρού πλέγματος σε περιοχές με σταθερή σχετικά τάση. Η παρεκτόπιση των στοιχείων θεωρείται ότι περιγράφεται από απλές πολυωνυμικές εξισώσεις. Οι εξισώσεις ισορροπίας καταγράφονται σε ένα μαθηματικό πίνακα και επιλύονται από τον H/Y . Εφαρμόζοντας τις κατάλληλες συνθήκες περιορισμού (boundary conditions) και τις επιθυμητές φορτίσεις υπολογίζονται οι παρεκτοπίσεις των κόμβων επιλύοντας τις εξισώσεις του πίνακα. Από τις παρεκτοπίσεις των κόμβων υπολογίζονται οι τάσεις και οι παραμορφώσεις που ασκούνται στην κατασκευή ή στο υλικό που μελετάται. Με τη μέθοδο των ΠΣ είναι δυνατή η μελέτη της επίδρασης σημαντικού αριθμού παραμέτρων, όπως είναι η μάζα, ο όγκος, η θερμοκρασία, η ενεργειακή τάση, η παραμόρφωση, η δύναμη, η παρεκτόπιση, η ταχύτητα, η επιτάχυνση κ.λ.π. Είναι επίσης δυνατή η εφαρμογή πολλαπλών συνθηκών στο ίδιο μοντέλο. Κάθε πρόγραμμα ΠΣ

συνοδεύεται από μία βιβλιοθήκη στοιχείων, όπως ράβδοι, δοκοί, πλάκες, συμπαγή στοιχεία, ελατήρια κ.λ.π. Είναι επίσης δυνατή η μελέτη υλικών με διαφορετικές ιδιότητες εντός του ίδιου μοντέλου, δηλαδή ισοτροπικών υλικών (με ομοιογενείς ιδιότητες σε όλη τη έκτασή τους), ορθοτροπικών υλικών (οι ιδιότητές τους είναι όμοιες μόνο σε γωνία 90°) και ανισοτροπικών υλικών (με διαφορετικές ιδιότητες σε διαφορετικές κατευθύνσεις σε όλη την έκτασή τους). Η δομική ανάλυση συνίσταται στη χρήση γραμμικών και μη γραμμικών μοντέλων. Τα γραμμικά μοντέλα χρησιμοποιούν απλές παραμέτρους θεωρώντας ότι το υλικό δεν υφίσταται πλαστική παραμόρφωση. Στα μη γραμμικά μοντέλα πραγματοποιείται φόρτιση πέραν της ελαστικής παραμόρφωσης, δηλαδή το υλικό θεωρείται ότι υφίσταται πλαστική παραμόρφωση, η οποία και μελετάται. Παραδείγμα ανάλυσης με ΠΣ είναι η ανάλυση κόπωσης, με την οποία γίνεται πρόβλεψη της αντοχής μίας κατασκευής σε κυκλική φόρτιση. Τέτοιου είδους ανάλυση αποκαλύπτει τις περιοχές στις οποίες είναι περισσότερο πιθανή η δημιουργία ή η επέκταση μίας ρωγμής. Η ανάλυση με ΠΣ αποτέλεσε τη λύση στο ζήτημα της πρόβλεψης της αποτυχίας ενός υλικού εξαιτίας μη γνωστών τάσεων, επιτρέποντας τη μελέτη της κατανομής τάσεων εντός του υλικού, αποκαλύπτοντας την ύπαρξη προβληματικών περιοχών. Η μέθοδος αυτή είναι περισσότερο απλή από την κατασκευή και τον έλεγχο δειγμάτων για κάθε πιθανή περίπτωση. Άλλο παράδειγμα εφαρμογής είναι η ανάλυση της μεταφοράς θερμότητας, με την οποία μελετάται η αγωγιμότητα των υλικών ή των κατασκευών. Ενώ η μέθοδος αναπτύχθηκε και χρησιμοποιήθηκε αρχικά για τις ανάγκες της αεροπορικής και της πυρηνικής βιομηχανίας η χρήση της μεθόδου εξαπλώθηκε σημαντικά για την επίλυση μεγάλου αριθμού προβλημάτων. Υπάρχουν πλέον πακέτα λογισμικού με τα οποία είναι δυνατή η επίλυση εξαιρετικά πολύπλοκων προβλημάτων, όπως είναι το ANSYS, το ABAQUS, το NASTRAN, το NIKE 3D κ.λ.π. Μετά τη δημιουργία του πλέγματος των ΠΣ πραγματοποιείται η ανάλυση. Η ανάλυση των ΠΣ συνίσταται σε τρία κύρια στάδια, το προ-υπολογιστικό, το στάδιο επίλυσης και το μετα-υπολογιστικό στάδιο.

Το προ-υπολογιστικό στάδιο (preprocessor stage) της ανάλυσης συνίσταται σε:

- Ορισμό του τίτλου του προβλήματος
- Επιλογή των προτιμήσεων (preferences)
- Ορισμός τύπου και της μορφής των πεπερασμένων στοιχείων (2D ή 3D)
- Καθορισμός των ιδιοτήτων του υλικού (μέτρο ελαστικότητας Young, λόγος Poisson κ.λ.π.)
- Δημιουργία μοντέλου με κατάλληλες διαστάσεις
- Καθορισμός πυκνότητας πλέγματος (mesh density)
- Δημιουργία πλέγματος (meshing)

Στο στάδιο της επίλυσης (computation stage) εφαρμόζονται στο μοντέλο οι συνθήκες φόρτισης και περιορισμού (loading and boundary conditions)

Στο μετα-υπολογιστικό στάδιο (post-processor stage) γίνεται η ανάλυση των αποτελεσμάτων, τα οποία έχουν τη μορφή πινάκων ή διαγραμμάτων.

Το κόστος της ανάλυσης με ΠΣ είναι μικρότερο από την πειραματική δοκιμή υλικών, αλλά δεν είναι και φθηνή. Το κόστος της χρήσης του ειδικού λογισμικού είναι σημαντικό, η χρήση του χρεώνεται σε ετήσια βάση, ενώ η τεχνική υποστήριξη και η εκπαίδευση είναι επίσης ακριβές.

Η μέθοδος των ΠΣ είναι ένα πολύ σημαντικό εργαλείο σε όσους ασχολούνται με το βιομηχανικό και μηχανολογικό σχεδιασμό και χρησιμοποιείται σε περιοχές όπως:

1. Ο σχεδιασμός της δομικής αντοχής κατασκευών
 2. Η ανάλυση του Shock
 3. Η ακουστική
 4. Η θερμική ανάλυση
 5. Η μελέτη των δονήσεων
- Η προσομοίωση συγκρούσεων
μελέτη ηλεκτρικών φαινομένων

6.

7. Η

8. Προβλήματα λυγισμού
9. Δυναμικές αναλύσεις
10. Η μελέτη ηλεκτρομαγνητικών φαινομένων

Ο σχεδιασμός ακόμα και των πιο απλών προϊόντων στηρίζεται στη χρήση των ΠΣ αφού τα σχεδιαστικά προβλήματα δεν είναι δυνατό να επιλυθούν φθηνότερα και με μεγαλύτερη ακρίβεια με άλλη διαθέσιμη μέθοδο. Η φυσική εξέταση των υλικών που για δεκαετίες ήταν ο κανόνας θεωρείται πλέον ακριβή και όπου είναι δυνατό αντικαθίσταται με φθηνότερες, αξιόπιστες μεθόδους.

Η μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων (ΠΣ) στην ορθοπαιδική εμβιομηχανική περιλαμβάνει σε γενικές γραμμές τα παρακάτω στάδια:

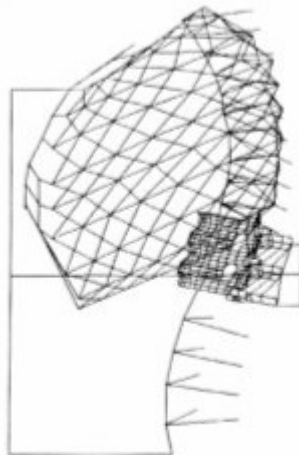
1. Διάκριση της υπό μελέτη κατασκευής ή προβλήματος σε κόμβους (nodes) και στοιχεία (elements) και δημιουργία του πλέγματος (mesh)
2. Υπολογισμός των συντελεστών ακαμψίας (stiffness matrix) και της φόρτισης (load vector) σε κάθε στοιχείο
3. Άθροιση όλων των συντελεστών και φορτίσεων για τον υπολογισμό γενικών τιμών, που να αντανακλούν τη κατάσταση ολόκληρης της κατασκευής
4. Εφαρμογή περιορισμών
5. Επίλυση των εξισώσεων
6. Ερμηνεία των αποτελεσμάτων και συσχέτιση με πειραματικά και κλινικά δεδομένα.

ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΣΤΗ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗ ΣΤΗΛΗ

Η μέθοδος των ΠΣ χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά στην εμβιομηχανική το 1970 για να επιλύσει προβλήματα δυναμικής της ροής του αίματος στο καρδιαγγειακό σύστημα. Στην εμβιομηχανική του μυοσκελετικού χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά για την αναπαράσταση του θώρακα το 1970 και της ΣΣ το 1973. Τα πεπερασμένα στοιχεία έχουν χρησιμοποιηθεί για τη μελέτη πολλών στατικών και δυναμικών προβλημάτων της σπονδυλικής στήλης σε φυσιολογικές και παθολογικές καταστάσεις και κυρίως για τη μελέτη των τάσεων στη ΣΣ, για τη μελέτη των μηχανισμών μεταφοράς φορτίων μεταξύ των διαφόρων ανατομικών στοιχείων της ΣΣ σε φυσιολογικές και παθολογικές συνθήκες και για το σχεδιασμό υλικών. Η χρήση τους αυξάνεται συνέχεια ως αποτέλεσμα της βελτίωσης του διαθέσιμου λογισμικού και της υπολογιστικής ισχύος και της άθροισης όλο και περισσότερων πειραματικών δεδομένων και κλινικών παρατηρήσεων. Περισσότερο συγκεκριμένα η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων χρησιμοποιείται στην εμβιομηχανική της ΣΣ για τη μελέτη ποικίλων φυσιολογικών και παθολογικών καταστάσεων και συνθηκών όπως:

- Αναπαράσταση του σπογγώδους οστού των σπονδυλικών σωμάτων
- Αναπαράσταση μεμονωμένων σπονδύλων και σπονδυλικών μονάδων με ή χωρίς τη συμμετοχή των συνδέσμων και των μυών
- Αναπαράσταση του μεσοσπονδύλιου δίσκου με ή χωρίς ρήξη ή εκφύλιση του ινώδους δακτυλίου
- Προσαρμοστική ανακατασκευή των σπονδύλων
- Αναπαράσταση και μελέτη μηχανισμών τραυματισμού
- Αναπαράσταση και πρόβλεψη της συμπεριφοράς της σπονδυλικής στήλης σε διάφορες παθολογικές καταστάσεις
- Εμβιομηχανική των συστημάτων και των μεθόδων σπονδυλοδεσίας
- Εμβιομηχανική μελέτη ορθωτικών συσκευών για την αντιμετώπιση της σκολίωσης και των καταγμάτων της ΣΣ

Το εύρος της χρήσης των ΠΣ στη μελέτη της ΣΣ είναι επομένως μεγάλο και συνεχώς αυξανόμενο. Η απλή παρουσίαση των σημαντικών συμπερασμάτων που παρέχονται από την εφαρμογή της μεθόδου στη ΣΣ αρκεί για να γίνει αντιληπτή η σημασία τους στη σύγχρονη εμβιομηχανική έρευνα. Με τα ΠΣ παρέχεται η δυνατότητα μελέτης της ανταπόκρισης της ΣΣ σε ποικιλία φορτίσεων και τρόπων εφαρμογής της δύναμης. Η ανάλυση των ΠΣ παρέχει μέγιστες τάσεις σε συμπίεση (ανάλογα με τον τρόπο φόρτισης, σε MPa) και τάσεις von Mises (σε MPa).^{86,96,139} Η μέθοδος των ΠΣ επιτρέπει την πραγματοποίηση μελετών που υποκαθιστούν την πραγματοποίηση πειραμάτων και οι οποίες χαρακτηρίζονται από πλήρη επαναληψιμότητα. Ο ερευνητής έχει τη δυνατότητα να μεταβάλλει στον επιθυμητό βαθμό όλες τις παραμέτρους που χρησιμοποιεί και επίσης να κάνει προβλέψεις για παραμέτρους που είναι δυνατό να μελετηθούν πειραματικά, υποδεικνύοντας την κατεύθυνση που θα πρέπει να λάβει η πειραματική και η κλινική έρευνα. Τα ΠΣ διαθέτουν επίσης τη δυνατότητα, σε σύγκριση με άλλες αναλυτικές μεθόδους, να μελετούν γεωμετρικά πολύπλοκες κατασκευές με έλλειψη γραμμικότητας των υλικών και της γεωμετρίας τους. Τα αποτελέσματα της ανάλυσης με ΠΣ θα πρέπει να επιβεβαιώνονται από τα αποτελέσματα που παρέχουν οι πειραματικές μελέτες. Τα ΠΣ γενικά παρουσιάζουν καλύτερο έλεγχο των πειραματικών συνθηκών από τις πειραματικές μελέτες και έχουν τη δυνατότητα να μελετήσουν και την εσωτερική εμβιομηχανική αντίδραση μίας εξωτερικής φόρτισης και όχι μόνο εξωτερικά μετρούμενες παραμέτρους. Τα αρχικά μοντέλα της ΣΣ με ΠΣ ήταν σχετικά απλά, αναπαριστούσαν τους σπονδύλους σαν στερεά σώματα (rigid bodies) και χρησιμοποιούσαν ελατήρια ή άλλα στοιχεία δυνάμενα να μεταβληθούν σε συνθήκες φόρτισης, προκειμένου να αναπαραστήσουν τους μύες, τους συνδέσμους, το μεσοσπονδύλιο δίσκο και τα υπόλοιπα μαλακά μόρια. Τα μοντέλα αυτά ήταν δυνατό να μελετήσουν μόνο τις παρεκτοπίσεις που προκαλούσαν ορισμένες φορτίσεις. Στη συνέχεια δημιουργήθηκαν μοντέλα δύο και τριών διαστάσεων, τα οποία εξελισσόμενα περιλάμβαναν το θωρακικό κλωβό, τους μύες και τους συνδέσμους με αληθοφανή τρόπο [Εικόνα 5.].



Η εισαγωγή της μεθόδου των ΠΣ στην ορθοπαιδική εμβιομηχανική επέτρεψε την ανάλυση συνεχών δομών όπως είναι τα οστά και η μηχανική συμπεριφορά εμφυτευμάτων. Αλλά ο οστίτης ιστός έχει ιεραρχική δομή και παρουσιάζει ανακατασκευή καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής του ανθρώπου, πράγμα που θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη στο σχεδιασμό των μοντέλων ΠΣ.

Για τη μελέτη εμβιομηχανικής της ΣΣ υπάρχουν τέσσερις τρόποι: τα ζωικά, τα φυσικά, τα πτωματικά και μαθηματικά μοντέλα.^{51,52,58,74,76,151} Τα μοντέλα αυτά αποτελούν προσέγγιση της ανθρώπινης ΣΣ in vivo. Κάθε ένα από αυτά έχει συγκεκριμένα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Στα μαθηματικά μοντέλα εντάσσεται και η μέθοδος των ΠΣ. Η μέθοδος αυτή προσφέρει το πλεονέκτημα ότι επιτρέπει την επανάληψη των πειραμάτων με συνεχή μεταβολή οποιασδήποτε παραμέτρου και να εκφράσει ποσοτικά την επίδραση στο όλο σύστημα της μεταβολής μίας παραμέτρου. Είναι δυνατό να εφαρμοστεί όπως έχει ήδη αναφερθεί σε γεωμετρικά πολύπλοκα σώματα, με ανομοιογενείς ιδιότητες υλικού και υπό ποικίλλες συνθήκες φόρτισης. Κάθε μοντέλο ΠΣ της ΣΣ θα πρέπει να περιλαμβάνει:

1. Την ακριβή γεωμετρία του υπό μελέτη τμήματος της ΣΣ, συμπεριλαμβανομένων των αποφύσεων, όλων των αρθρώσεων, των μεσοσπονδύλιων δίσκων και των κυρίων συνδέσμων. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται η αξονική τομογραφία και η ιστομορφομετρία με τη χρήση τομών κρυομικροτόμου. Η οστική γεωμετρία επηρεάζει σημαντικά τις εμβιομηχανικές ιδιότητες, ιδίως στην ΟΜΣΣ.
2. Τις μηχανικές ιδιότητες των οστών και των συνδέσμων.
3. Τις συνθήκες φόρτισης και περιορισμού. Οι συνθήκες περιορισμού εφαρμόζονται στο ανώτερο και στο κατώτερο όριο του μοντέλου ΠΣ. Οι τέσσερις συνθήκες περιορισμού ενός μοντέλου είναι: συνδεδεμένο (hinged), σταθεροποιημένο (fixed), ελεύθερο (free) και μερικά περιορισμένο (partially restrained).
4. Να επιβεβαιώνεται από πειραματικά δεδομένα. Το στάδιο αυτό καθορίζει την αξία του μοντέλου ΠΣ και τη δυνατότητα περαιτέρω χρήσης του. Με το στάδιο αυτό επιβεβαιώνεται ότι το μοντέλο συμπεριφέρεται υπό αληθινές συνθήκες παρόμοια με τη φυσιολογική ΣΣ.

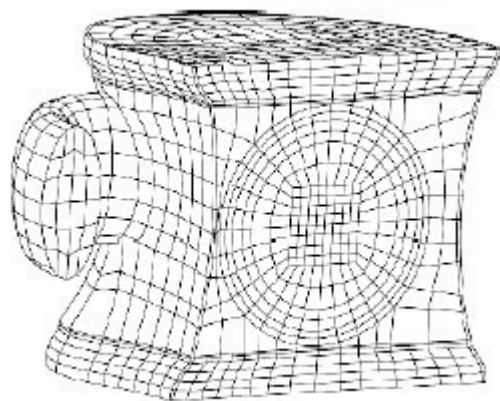
Οι προβλέψεις που γίνονται με τη χρήση μοντέλων πεπερασμένων στοιχείων έχουν ανάγκη αξιολόγησης και σύγκρισης με πειραματικά δεδομένα. Τα δεδομένα από την αξονική τομογραφία χρησιμεύουν για την λήψη δεδομένων σχετικά με την εξωτερική γεωμετρία και εμμέσως σχετικά με την εσωτερική κατανομή των ιδιοτήτων τους.¹² Τέτοιου είδους δεδομένα χρησιμεύουν στην ανάπτυξη μοντέλων πεπερασμένων στοιχείων, τα οποία χρησιμοποιούνται στην κλινική και πειραματική έρευνα για την πρόβλεψη της δομικής συμπεριφοράς ολόκληρων οστών ή τμημάτων τους. Σε μία τέτοια μελέτη έγινε προσπάθεια συσχέτισης των αποτελεσμάτων μηχανικής καταπόνησης τμημάτων σπονδύλων με αντίστοιχα μοντέλα ΠΣ.^{126,128} Συγκεκριμένα συγκρίθηκαν τα αποτελέσματα της μηχανικής καταπόνησης παράμεσων τομών σπονδυλικών σωμάτων πάχους 10 mm με τις προβλέψεις που παρείχαν μοντέλα ΠΣ των ίδιων τομών. Οι γεωμετρικές ιδιότητες των τομών ελήφθησαν με αξονική τομογραφία. Τα μοντέλα ΠΣ φορτίστηκαν με τον ίδιο τρόπο, όπως και οι αληθινές τομές. Τα μοντέλα ΠΣ παρείχαν προβλέψεις του μέγιστου φορτίου των τομών που παρουσίαζαν υψηλή συσχέτιση με τις αντίστοιχες πειραματικά καταγραφηθείσες τιμές ($r^2 > 0.86$) και ήταν εντός του 25% αυτών των τιμών. Οι περιοχές του σπονδύλου στις οποίες παρουσιάστηκαν στοιχεία κατάγματος συγκρίθηκαν με τις προβλέψεις των ΠΣ σχετικά με τις περιοχές στις οποίες προβλέπονταν η παρουσία σημαντικών παραμορφώσεων. Οι περιοχές αυξημένης καταπόνησης στα μοντέλα ΠΣ συνέπιπταν με τις περιοχές στις οποίες παρατηρήθηκε πειραματικά κάταγμα σε περισσότερες από τα 2/3 των περιπτώσεων.

Τα ΠΣ έχουν χρησιμοποιηθεί για τη μελέτη της ΣΣ και των παιδιών. Δημιουργήθηκαν μοντέλα ΣΣ παιδιών ηλικίας 1,3 και 6 ετών. Η μελέτη όμως αυτή βρίσκεται σε νηπιακό στάδιο και είναι πολύ δυσκολότερη από τη μελέτη της ΣΣ των ενηλίκων, αφού θα πρέπει να λαμβάνεται υπ' όψη η αύξηση των οστών, ενώ τα πειραματικά δεδομένα σχετικά με τις μηχανικές ιδιότητες της παιδικής ΣΣ είναι ελλιπή.

Τα ΠΣ βρίσκουν σημαντική εφαρμογή στη μελέτη μηχανισμών τραυματισμού τόσο του μυοσκελετικού συστήματος, όσο και άλλων οργάνων.^{97,115} Με τη μέθοδο αυτή έχει μελετηθεί η παθομηχανική των τραυματισμών της ΑΜΣΣ δίκην μαστιγίου και οι κακώσεις της ΣΣ που προκαλούνται σε πιλότους που εκτοξεύονται από τα αεροπλάνα με τα καθίσματά τους. Οι κακώσεις δίκην μαστιγίου θεωρείτο ότι οφείλονταν στην πρόσκρουση στο μαξιλαράκι του καθίσματος. Η ανάλυση του μηχανισμού κάκωσης με ΠΣ απέδειξε ότι η κάκωση συμβαίνει προτού χτυπήσει η κεφαλή στο μαξιλαράκι και είναι αποτέλεσμα της μεγαλύτερης αδράνειας της κεφαλής σε σχέση με την αδράνεια του κορμού.

Με τα ΠΣ έχουν μελετηθεί διάφορες παθολογικές καταστάσεις που παρατηρούνται στη ΣΣ. Σημαντικό τμήμα της έρευνας έχει ασχοληθεί με τη μελέτη της σκολίωσης^{4,5,6,7,31,32} και με υλικά χειρουργικής θεραπείας της.¹³¹ Περίπου του 1/3 των ασθενών με καρκίνο θα παρουσιάσουν μετάσταση στη σπονδυλική στήλη. Δεν υπάρχουν όμως αντικειμενικά κριτήρια εκτίμησης του κίνδυνου πρόκλησης εκρηκτικού κατάγματος και πιθανά και νευρολογικής προσβολής σε σπόνδυλους με μετάσταση. Αυτό το πρόβλημα μελετήθηκε με ένα τρισδιάστατο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων με μηχανικές ιδιότητες παρόμοιες του 1^{ου} οσφυϊκού σπονδύλου.^{84,146} Οι προβλέψεις των ΠΣ αξιολογήθηκαν με πειραματική μέτρηση των ιδιοτήτων 12 σπονδύλων. Διαπιστώθηκε καλή συσχέτιση μεταξύ των προβλέψεων των ΠΣ και των πειραματικών

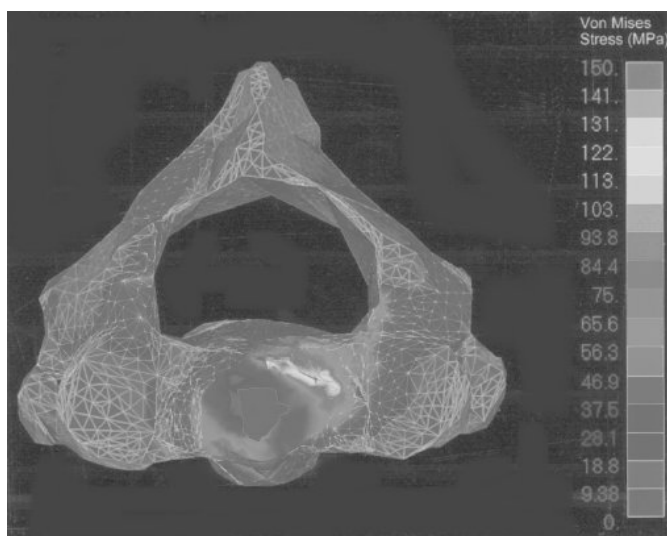
μετρήσεων. Ο σημαντικότερος προβλεπτικός παράγοντας της πρόκλησης κατάγματος σε σπονδύλους που έχουν υποστεί μετάσταση είναι το μέγεθος του όγκου [Εικόνα 6].



Ο κίνδυνος κατάγματος αυξάνει με την αύξηση του μεγέθους του όγκου, με τη μείωση της οστικής πυκνότητας του σπονδύλου, με την επίδραση σημαντικού φορτίου και με την προσβολή των αυχένων. Το παθολογικό κάταγμα έπεται της θραύσης της τελικής πλάκας σε σπονδύλους με φυσιολογική οστική πυκνότητα, ενώ σε σπονδύλους με χαμηλή οστική πυκνότητα επέρχεται εκρηκτικό κάταγμα χωρίς την μηχανική αποτυχία των τελικών πλακών.

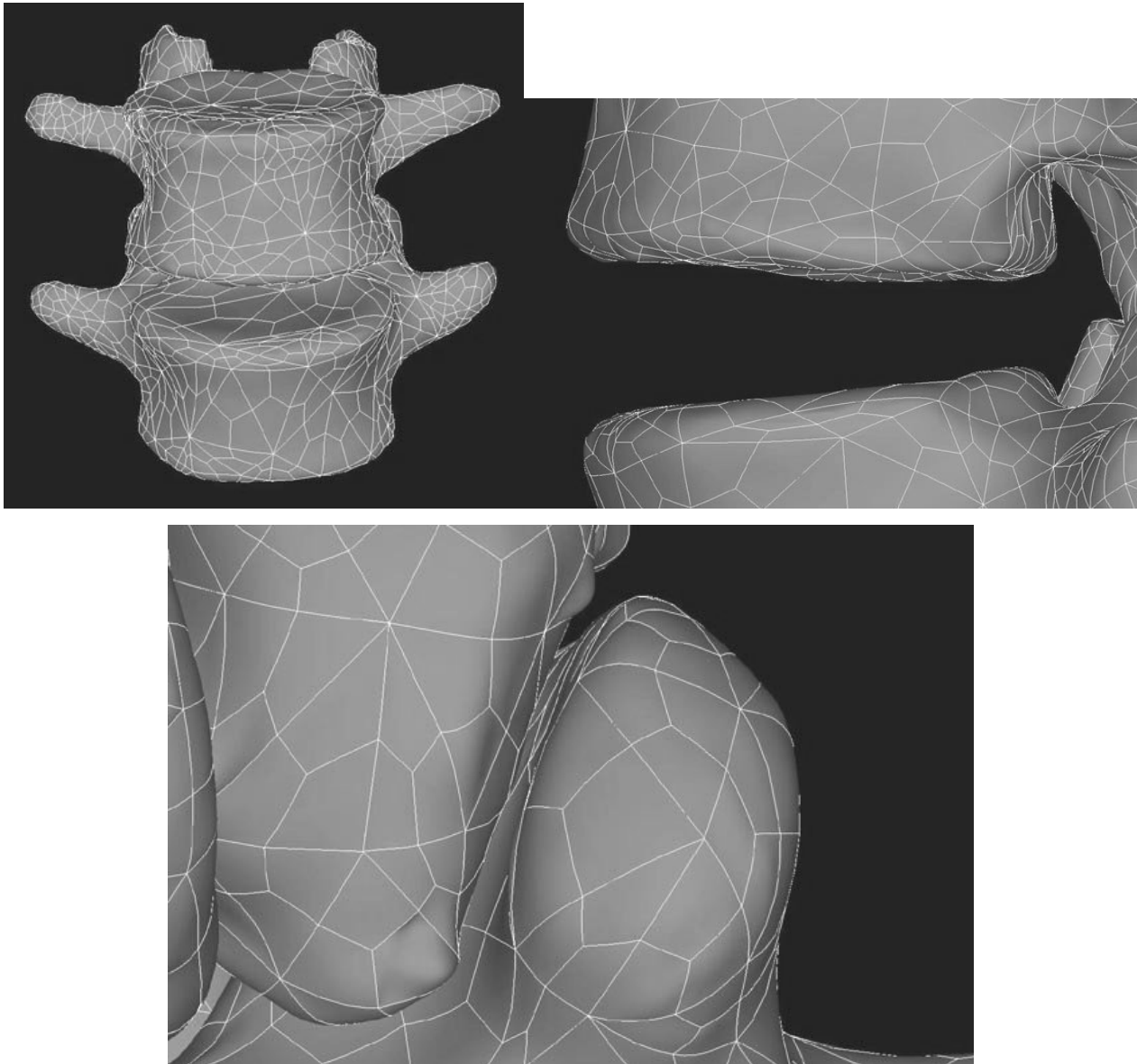
Η επίδραση της τοποθέτησης τσιμέντου εντός του σπονδυλικού σώματος, όταν αυτό έχει υποστεί βλάβη, μία μέθοδος που αποκαλείται σπονδυλοπλαστική, έχει μελετηθεί με ΠΣ.⁷⁵ Μελετήθηκε η επίδραση της έγχυσης στην ακαμψία του σπονδύλου σε συμπίεση. Η ακαμψία αποκαθίστατο με έγχυση 3.5 cm³ τσιμέντου ή 14% του όγκου του Ο1 σπονδύλου, ενώ η πλήρωση κατά 30% προκαλούσε αύξηση της ακαμψίας κατά 50%. Η έκκεντρη έγχυση τσιμέντου προκαλούσε υποχώρηση του τμήματος του σπονδύλου που δεν είχε τσιμέντο και γι' αυτό δεν είναι εμβιομηχανική ενδεδειγμένη.

Η μελέτη των μηχανισμών κάκωσης της σπονδυλικής στήλης με τα ΠΣ είναι σημαντική για την πρόληψη, διάγνωση και θεραπεία των τραυματισμών αυτών.^{46,136} Ο μηχανισμός τραυματισμού του άτλαντα μελετήθηκε σε ένα μοντέλο με 7808 ΠΣ.^{135,137} Διαπιστώθηκε συγκέντρωση υψηλών τάσεων στο πρόσθιο και στο οπίσθιο τόξο του άτλαντα κατά την αξονική συμπίεση [Εικόνα 7α και β]. Σε υπερέκταση η αύλακα του οπίσθιου τόξου υποβάλλεται σε σημαντική ροπή κάμψης. Τα ευρήματα αυτά επιβεβαιώνουν τα πειραματικά δεδομένα και παρέχουν τη μηχανική εξήγηση για τη μορφή των καταγμάτων του άτλαντα.



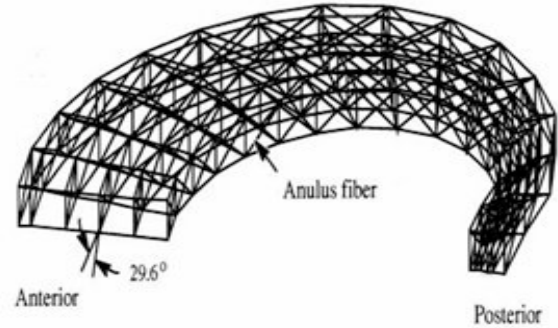
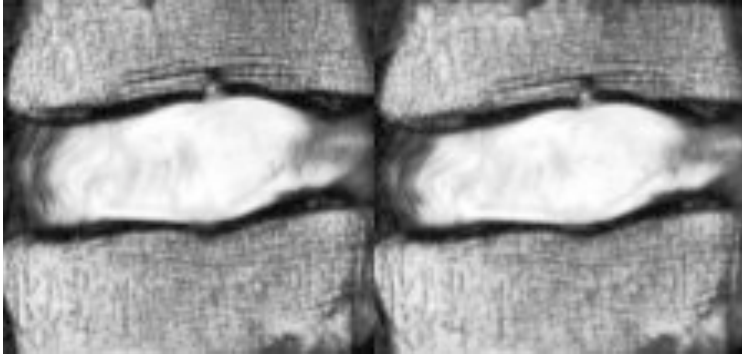
Με τα ΠΣ έχουν μελετηθεί ορισμένες παθολογοανατομικές αλλοιώσεις που παρατηρούνται σε διάφορες νόσους. Στη ρευματοειδή αρθρίτιδα η ινιοαυχενική άρθρωση προσβάλλεται στο 86% των περιπτώσεων, με αποτέλεσμα την εμφάνιση

νιακού άλγους, μυελοπάθειας, παράλυσης ακόμα και θανάτου. Για τη μελέτη της περιοχής χρησιμοποιήθηκε ένα τρισδιάστατο μοντέλο ΠΣ του συμπλέγματος κρανίου-άτλαντα-άξονα.¹⁰⁴ Για να μελετηθεί η επίδραση της φθοράς του εγκαρσίου συνδέσμου η ακαμψία αυτού μειώθηκε κατά 50%, 75% και 100% της αρχικής φυσιολογικής τιμής. Η προοδευτική φθορά του εγκαρσίου συνδέσμου οδηγεί σε μείωση της τάσης επαφής μεταξύ άξονα και συνδέσμου, η οποία μηδενίζεται όταν ο σύνδεσμος ραγεί. Η ρήξη του συνδέσμου οδηγεί σε μείωση της μεταφοράς φορτίων από τις αρθρώσεις A0-A1 και A1-A2 με αποτέλεσμα την αύξηση των δυνάμεων που ασκούνται στους θυλακικούς συνδέσμους. Η οσφυϊκή μοίρα της ΣΣ συνδέει τη θωρακική μοίρα της ΣΣ και επομένως και τον κορμό με τη λεκάνη και τα κάτω άκρα και παρουσιάζει μεγάλη συχνότητα εμφάνισης παθολογικών καταστάσεων. Σημαντικό τμήμα της έρευνας με ΠΣ έχει ασχοληθεί με την ΟΜΣΣ σε φυσιολογικές και παθολογικές καταστάσεις.^{2,34,10,18,,27,38,47,57,65, 66,69,99,104,11,112,116, 119,120,121,124, 132,133,141,143,153} Έχουν δημιουργηθεί πολλά μοντέλα ΠΣ της ΟΜΣΣ [Εικόνες 8 α,β,γ].

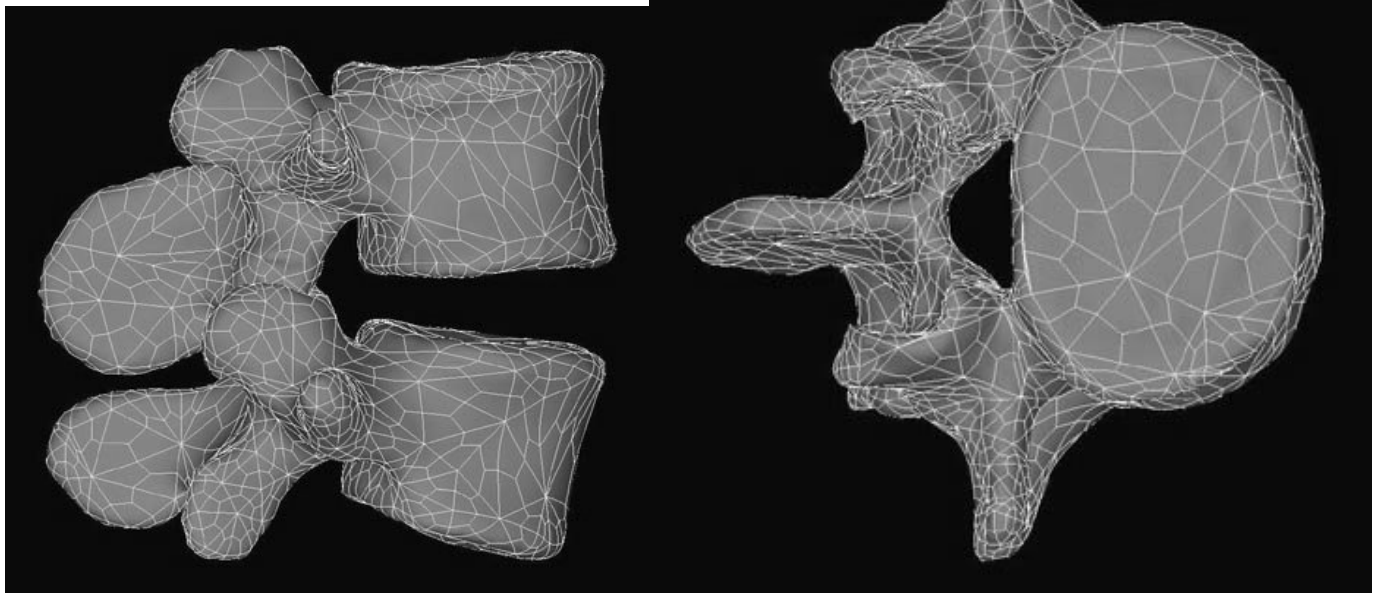


Η μηχανική του σπογγώδους οστού μελετάται κατά τα τελευταία χρόνια όλο και περισσότερο. Η σημασία του σπογγώδους οστού για την διατήρηση της μηχανικής και βιολογικής δραστηριότητας των σπονδύλων των σπονδύλων είναι μεγάλη και ο μηχανικός του ρόλος είναι, σύμφωνα με τις περισσότερες μελέτες, σημαντικότερος του φλοιώδους περιβλήματος των σπονδύλων.^{13,29,39,88,97,101,123,148} Σημαντικό τμήμα της έρευνας της ΣΣ με ΠΣ έχει αφιερωθεί στη μελέτη των ιδιοτήτων και της μηχανικής συμπεριφοράς του μεσοσπονδύλιου δίσκου.^{8,19,26,35,73,78,81,83,87,117,118,122,130} Η εμβιομηχανική μελέτη της ΟΜΣΣ απέδειξε ότι υπάρχει μεγάλη συγκέντρωση τάσεων στην οπισθοπλάγια περιοχή του ινώδους δακτυλίου, στην οπίσθια επιφάνεια του σπονδυλικού σώματος, στο πέταλο και στις αποφυσιακές αρθρώσεις.

Όταν επέρχεται εκφύλιση του δίσκου ή σε έκταση της ΟΜΣΣ οι τάσεις αυξάνονται.^{20,63} Μεσοσπονδύλιοι δίσκοι με μεγάλο ύψος και μικρή επιφάνεια είναι εκτεθειμένοι σε μεγαλύτερο κίνδυνο μηχανικής αποτυχίας σε σχέση με άλλους συνδυασμούς ύψους και γεωμετρίας, παρουσιάζουν δηλαδή μεγαλύτερη κινητικότητα, υψηλότερες τάσεις στον ινώδη δακτύλιο και μεγαλύτερη προβολή του δίσκου [Εικόνες 9 α,β].^{89,90}



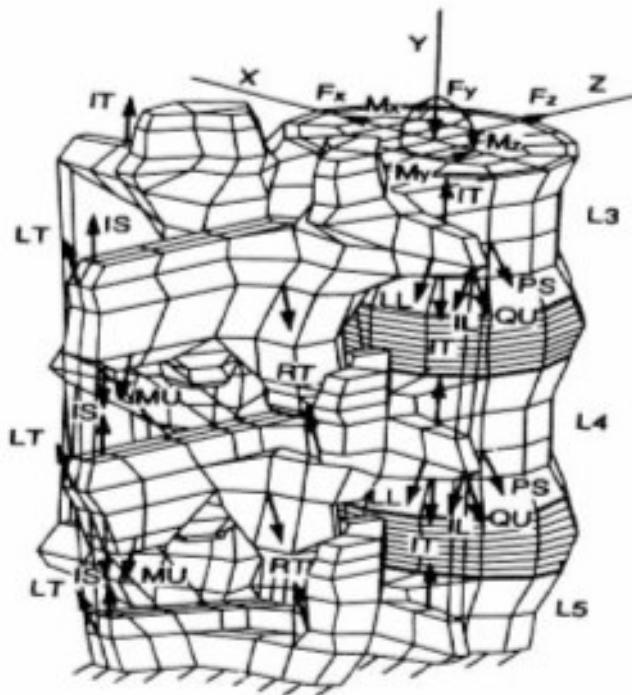
Η επίδραση του πετάλου και του τόξου των οσφυϊκών σπονδύλων, και ειδικότερα του Ο1, στην κατανομή των τάσεων υπό αξονική συμπίεση έχει μελετηθεί με τη χρήση ενός τρισδιάστατου μοντέλου ΠΣ αποτελούμενο από 4200 στοιχεία [Εικόνες 10 α, β].¹⁴⁵



Ταυτόχρονα μελετήθηκε και η επίδραση της κατάστασης του μεσοσπονδύλιου δίσκου. Συγκεκριμένα μελετήθηκε η επίδραση της ομοιόμορφης καταπόνησης του σπονδύλου, η παρουσία φυσιολογικού μεσοσπονδύλιου δίσκου και η παρουσία δίσκου αφυδατωμένου κατά 25%. Η έκβαση εκτιμήθηκε από την κατανομή των μέγιστων τάσεων von Mises και από την παρεκτόπιση του οπίσθιου τοιχώματος εντός του νωτιαίου σωλήνα. Η παρουσία τόξου στον σπόνδυλο οδηγούσε σε σημαντική μείωση των μέγιστων τάσεων κάτω από όλες τις συνθήκες φόρτισης και είχε σαν αποτέλεσμα την μετατόπιση της προβλεπόμενης παρεκτόπισης του οπίσθιου τοιχώματος προς το κέντρο του σπονδύλου. Η

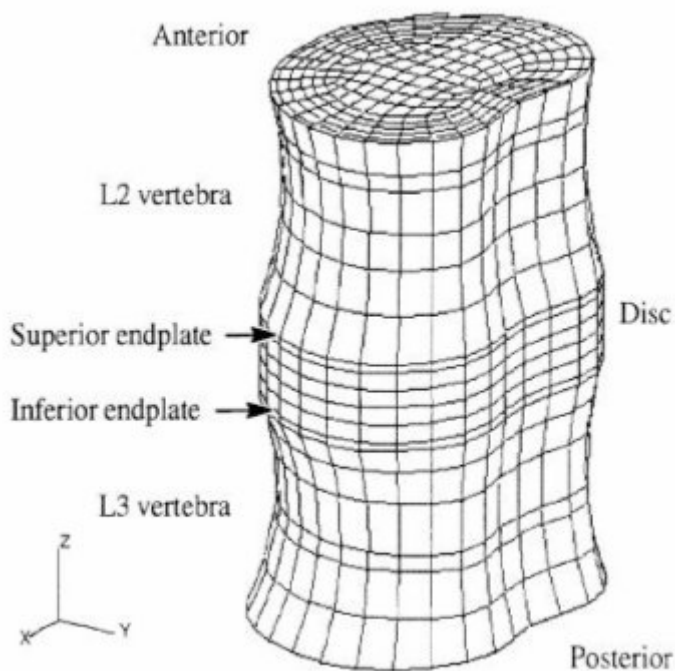
παρουσία μόνο των αυχένων δεν επηρεάζε σημαντικά τις παραπάνω παραμέτρους. Η δομική σημασία του τόξου των σπονδύλων εξαρτάται από τις μηχανικές ιδιότητες και τη γεωμετρία των σπονδύλων και είναι επομένως είναι ειδική για κάθε ασθενή. Η μελέτη με πεπερασμένα στοιχεία έχει τη δυνατότητα επιβεβαίωσης παθολογοανατομικών και κλινικών παρατηρήσεων. Σε ένα τρισδιάστατο μοντέλο της σπονδυλικής μονάδας O3-O4 μελετήθηκε η κατανομή των διατμητικών δυνάμεων μεταξύ των πετάλων του ινώδους δακτυλίου τόσο σε φυσιολογικούς δίσκους, όσο και σε δίσκους με καταστροφή των εξωτερικών ή των εσωτερικών τους στιβάδων.⁴² Οι διατμητικές δυνάμεις διαπιστώθηκε ότι είναι μεγαλύτερες στην οπισθοπλάγια περιοχή του ανέπαφου δίσκου, επιβεβαιώνοντας τις κλινικές παρατηρήσεις σύμφωνα με τις οποίες οι ρήξεις και οι κήλες εμφανίζονται σε αυτή την περιοχή. Οι τάσεις αυτές αυξάνονταν σε προσομοιώσεις, όπου ο δίσκος είχε υποστεί βλάβη. Ακόμα και μικρής έκτασης βλάβη είναι δυνατό να προκαλέσει την εμφάνιση σημαντικών τάσεων. Η επίδραση των δυνάμεων που ασκούν οι μύες είναι σημαντική και δε θα πρέπει να αγνοείται, εφ' όσον είναι δυνατό. Η κατανομή των τάσεων στους μεσοσπονδύλιους δίσκους διαφέρει σημαντικά, εάν αγνοηθούν οι μυικές φορτίσεις.¹⁵³

Στη μελέτη της ΣΣ υπάρχει επίσης το πρόβλημα ότι θα πρέπει να λαμβάνονται υπ' όψη τόσο οι παθητικές, ανατομικές δομές, όσο και οι δυναμικές νευρομυϊκές επιδράσεις. Η δράση των μυών της ΣΣ είναι σημαντική και η δυσλειτουργία τους επηρεάζει σημαντικά τη μηχανική συμπεριφορά της ΣΣ.^{36,67} Σε μία μελέτη υπολογίστηκαν πειραματικά τα εξωτερικά φορτία στους σπόνδυλους O3-O4 και τα δεδομένα ενσωματώθηκαν σε ένα μοντέλο ΠΣ [Εικόνα 11].

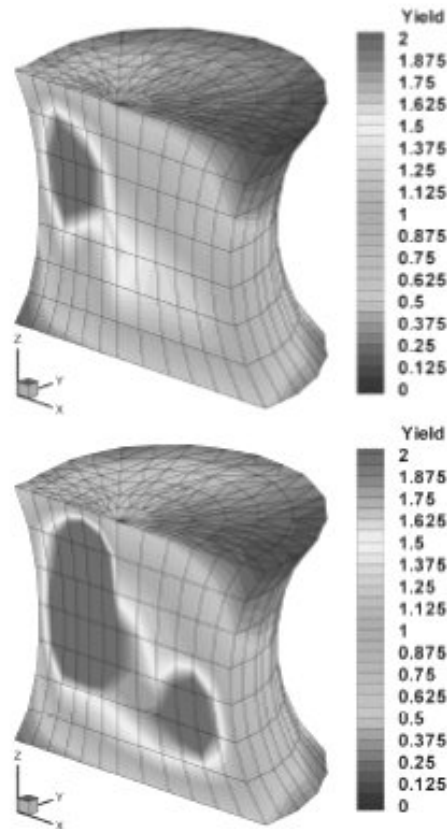


Η μυϊκή δυσλειτουργία εξομοιώθηκε σε μείωση των μυϊκών δυνάμεων. Διαπιστώθηκε ότι το εύρος κίνησης, η ενδοδισκική πίεση, οι δυνάμεις στους συνδέσμους και τα φορτία στις αποφυσιακές αρθρώσεις αύξαναν με μη γραμμικό τρόπο ανάλογα με την αύξηση της κάμψης του κορμού και τα φορτία που κρατιούνται στα χέρια, σύμφωνα με τα πειραματικά δεδομένα. Σε μεγάλες φορτίσεις οι μύες διαπιστώθηκε ότι έπαιζαν σημαντικότερο ρόλο στη σταθεροποίηση της ΣΣ σε σχέση με τις παθητικές δομές των σπονδύλων. Η μυϊκή δυσλειτουργία αποσταθεροποιεί τη ΣΣ, μειώνει τη σημασία των αποφυσιακών αρθρώσεων στη μεταφορά φορτίων, τα οποία μεταφέρονται στο μεσοσπονδύλιο δίσκο και στους συνδέσμους.⁶⁸ Ο ρόλος των συνδέσμων και των αποφυσιακών αρθρώσεων στη σταθερότητα της ΣΣ έχει μελετηθεί με ΠΣ. Σε ένα τρισδιάστατο μοντέλο των σπονδύλων O3-O4 αφαιρέθηκαν διαδοχικά τα οπίσθια στοιχεία (σύνδεσμοι και αποφυσιακές αρθρώσεις). Οι σύνδεσμοι παίζουν σημαντικό ρόλο στη σταθεροποίηση στην κάμψη, την στροφή και τη διάτμηση, ενώ οι αποφυσιακές αρθρώσεις ευθύνονται κύρια για την πρόληψη σημαντικής έκτασης,

στροφής και πρόσθιας παρεκτόπισης. Τα φορτία στις αποφυσιακές αρθρώσεις είναι σημαντικά σε έκταση της ΣΣ και το μέγεθός τους εξαρτάται από την ανατομική τους διαμόρφωση [Εικόνα 12].



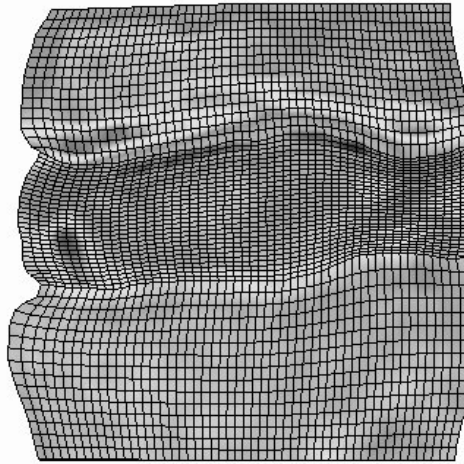
Σε αντίθεση με την ολική εκτομή, η υφολική εκτομή των αποφυσιακών αρθρώσεων δεν επηρεάζει σημαντικά τη σταθερότητα της σπονδυλικής μονάδας. Επομένως η στροφική αστάθεια σε κάμψη ή οπίσθια παρεκτόπιση δεν είναι πιθανή χωρίς να έχει προηγηθεί συνδεσμική βλάβη, ενώ η σταθερότητα στην έκταση-στροφή ή πρόσθια παρεκτόπιση δεν είναι πιθανή εάν δεν έχει προηγηθεί εκφύλιση ή αφαίρεση των αποφυσιακών αρθρώσεων.^{113,114} Η μηχανική συμπεριφορά της ΟΜΣΣ σε πρόσθια και πλάγια κάμψη και σε έκταση μελετήθηκε σε ένα μοντέλο ΠΣ. Η ενδοδισκική πίεση ήταν μεγαλύτερη σε κάμψη. Αντίθετα τα φορτία στις αποφυσιακές αρθρώσεις παρατηρήθηκαν σε έκταση, ενώ η κάμψη προκαλούσε ασήμαντες δυνάμεις επαφής. Η ετερόπλευρη και αμφοτερόπλευρη εκτομή των αποφυσιακών αρθρώσεων μείωνε την ακαμψία του συστήματος και αύξανε την ενδοδισκική πίεση στο ίδιο, αλλά όχι και σε άλλα επίπεδα. Οι ίνες του ινώδη δακτυλίου φορτίζονταν κυρίως σε κάμψη. Υψηλές τιμές τάσεως παρατηρούνταν στις ίνες σε πρόσθια και πλάγια κάμψη.¹²⁰ Το μεγάλο κοινωνικοοικονομικό κόστος της οστεοπόρωσης οφείλεται στην πρόκληση καταγμάτων, τα οποία στη σπονδυλική στήλη ανέρχονται σε 500.000 / έτος, μεταξύ των οποίων το 80% είναι σφηνοειδή. Η οστεοπόρωση της ΣΣ μελετήθηκε με τη χρήση των ΠΣ.^{147,85} Σχεδιάστηκε ένα τρισδιάστατο μοντέλο του ανθρώπινου 3^{ου} οσφυϊκού σπονδύλου προκειμένου να μελετηθεί με ποιό τρόπο η μεταβολή των ιδιοτήτων του φλοιώδους και του σπογγώδους οστού επηρεάζουν τις αναπτυσσόμενες τάσεις σε διάφορων ειδών φορτίσεις. Το μοντέλο αυτό φορτίστηκε με αξονική συμπίεση. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής η άνω τελική πλάκα φορτίζεται με αξονική συμπίεση και λυγισμό, ενώ η κάτω κυρίως με αξονική συμπίεση [Εικόνα 13].



Σε ομοιογενή συμπίεση του σπονδύλου μεγάλα φορτία ελκυσμού αναπτύσσονται κάτω από την τελική πλάκα σαν αποτέλεσμα του λυγισμού του φλοιώδους περιβλήματος του σπονδύλου. Ισόβαθμη μείωση των μηχανικών ιδιοτήτων τόσο του φλοιώδους, όσο και του σπογγώδους οστού αύξησε τις παρεκτοπίσεις της τελικής πλάκας, αλλά δεν επηρέαζε τα μέγιστα φορτία. Μείωση κατά 50% των ιδιοτήτων του σπογγώδους οστού οδήγησε σε αύξηση των τάσεων στην τελική πλάκα κατά 74%. Εξάλειψη της παρουσίας του φλοιώδους περιβλήματος οδήγησε σε μείωση των μέγιστων τάσεων στην τελική πλάκα κατά 20%. Όταν οι μηχανικές ιδιότητες του φλοιώδους και του σπογγώδους οστού μειώνονταν κατά 25% και 50% προκειμένου να προσομοιωθεί η παρουσία οστεοπόρωσης η εφαρμογή καταπόνησης στο πρόσθιο τμήμα του σπονδύλου οδήγησε σε αύξηση των μέγιστων τάσεων κατά 250% σε σχέση με την ομοιογενή φόρτιση. Οι παρεκτοπίσεις της τελικής πλάκας εξαρτώνταν περισσότερο από τις ιδιότητες του φλοιώδους οστού, ενώ οι αναπτυσσόμενες τάσεις εξαρτώνταν περισσότερο από τις συνθήκες φόρτισης, αλλά μόνο στο οστεοπορωτικό οστό, το οποίο παρουσίαζε μη αναλογικές μεταβολές των μηχανικών ιδιοτήτων του σπογγώδους και του φλοιώδους οστού. Η έναρξη της δημιουργίας καταγμάτων είναι δυνατό να ξεκινά από περιοχές με αυξημένα φορτία ελκυσμού, στα οποία το οστό είναι λιγότερο ανθεκτικό. Σε μία άλλη εργασία μελετήθηκε η επίδραση της οστεοπόρωσης στους σπονδύλους της ΟΜΣΣ.¹⁶ Για την προσομοίωση της οστεοπόρωσης το μέτρο ελαστικότητας του φλοιού και του σπογγώδους οστού μειώθηκαν κατά 25%, 50%, 75% και 99%, τιμές που αντιστοιχούν σε μείωση της οστικής πυκνότητας κατά 10%, 20%, 40% και 80%. Στο μοντέλο ασκήθηκε φόρτιση 700 N σε όλη την επιφάνεια της ανώτερης τελικής πλάκας προσομοιώνοντας την παρουσία εκφυλισμένου μεσοσπονδύλιου δίσκου, όπου τα συμπιεστικά φορτία μεταβιβάζονται τόσο δια του πυρήνα, όσο και δια του ινώδους δακτυλίου. Σε φυσιολογικό σπόνδυλο στον οποίο ασκείται σημαντική συμπιεστική δύναμη η τελική πλάκα λαμβάνει κοίλο σχήμα στο κέντρο της με αποτέλεσμα τη μεταφορά φορτίων στην περιφέρεια. Σε οστεοπορωτικό σπόνδυλο όταν το μέτρο ελαστικότητας του σπογγώδους οστού μειώνεται κάτω του 25% και του φλοιώδους οστού κάτω του 75%, παρατηρείται αύξηση των τάσεων στην πρόσθια επιφάνεια του σπονδύλου, με αποτέλεσμα τη δημιουργία σφηνοειδούς κατάγματος. Σε βαρεία οστεοπόρωση όταν το φλοιώδες οστό έχει σχεδόν εξαφανιστεί παρατηρείται σημαντική αύξηση των τάσεων στο σπονδυλικό σώμα, με αποτέλεσμα την καθίζηση του σπονδύλου. Όταν ασκείται δύναμη πρόσθιας κάμψης οι προβλεπόμενες τάσεις και παραμορφώσεις αυξάνουν σημαντικά. Ένα ζήτημα το οποίο έχει μελετηθεί με τα ΠΣ είναι το η σχετική συνεισφορά του σπογγώδους πυρήνα και

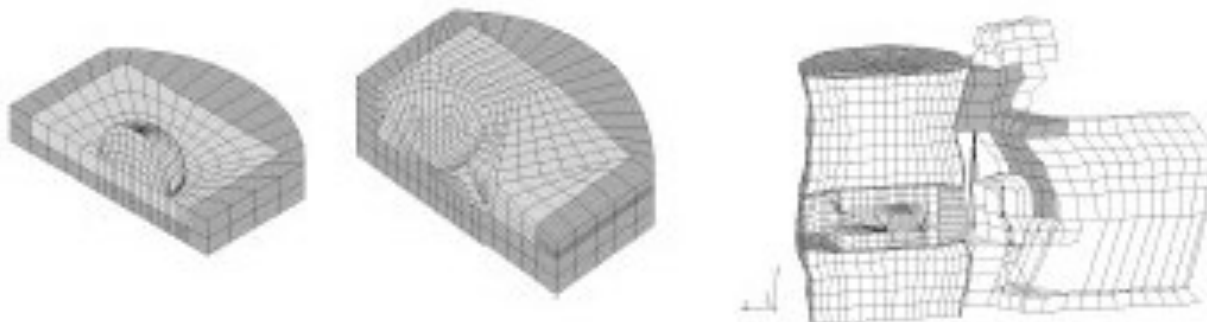
του φλοιώδους περιβλήματος των σπονδύλων στην αντοχή τους.^{3,11,13,101,127} Σε κάθε σπονδυλικό σώμα οι δυνάμεις συμπίεσης που εξασκούνται μοιράζονται σε αυτό μέσω του μεσοσπονδύλιου δίσκου. Επομένως η κατάσταση του δίσκου και ιδίως η ηλικιακή εκφύλιση του επηρεάζει την κατανομή των φορτίων και συμμετέχει στην παθογένεια των σπονδυλικών καταγμάτων. Η απώλεια σπογγώδους οστού κατά τη διάρκεια της ζωής του ανθρώπου αυξάνει τη μηχανική σημασία που έχει το φλοιώδες οστό. Σε πειραματικές μελέτες έχει διαπιστωθεί ότι το φλοιώδες περίβλημα ευθύνεται για το 10 -75% της συνολικής αντοχής του σπονδυλικού σώματος. Η διαφορά των αποτελεσμάτων οφείλεται κατά πάσα πιθανότητα στην ανομοιογένεια των δειγμάτων που χρησιμοποιήθηκαν και στις διαφορετικές μεθόδους παρασκευής. Σε μελέτες με ΠΣ τα αποτελέσματα διαφέρουν επίσης σημαντικά. Οι Faulkner και συν.²⁸ Υπολόγισαν ότι ο φλοιός ευθύνεται για το 12% της αντοχής σε φυσιολογικούς σπονδύλους και για το 56% σε οστεοπορωτικούς σπονδύλους. Οι Burr και συν.¹¹ υπολόγισαν τις αντίστοιχες τιμές σε 50% και 90%. Οι παραπάνω συγγραφείς χρησιμοποίησαν διαφορετικές προσεγγίσεις για την εκτίμηση της αντοχής των σπονδύλων, γεγονός στο οποίο πιθανά οφείλεται η απόκλιση των αποτελεσμάτων τους. Οι Silva και συν.¹²⁷ υπολόγισαν ότι το ποσοστό της συνολικής συμπιεστικής δύναμης που φέρεται από το φλοιό δεν είναι σταθερό και κυμαίνεται από μηδέν στην τελική πλάκα έως μία μέγιστη τιμή (συνήθως μικρότερη του 25%) στο μεσεγκάρσιο επίπεδο. Η αντοχή αυτή εξαρτάται άμεσα από τις συνθήκες φόρτισης και από το βαθμό ανισοτροπίας του σπογγώδους οστού και λιγότερο από τις μεταβολές του πάχους του φλοιού και από τη σχετική διαφορά του μέτρου ελαστικότητας μεταξύ του φλοιώδους και του σπογγώδους οστού. Σε αυτή τη μελέτη διαπιστώθηκε ότι ο φλοιός ευθύνεται μόνο για το 10% της αντοχής του σπονδύλου *in vivo* και ότι ο σπογγώδης πυρήνας είναι η κυρίαρχη δομή του σπονδύλου, όσον αφορά τη μηχανική αντοχή. Σε ένα μοντέλο τριών διαστάσεων μελετήθηκε η επίδραση του ρυθμού φόρτισης στην κατανομή των φορτίων στα διάφορα ανατομικά συστατικά της σπονδυλικής μονάδας.¹⁴³ Η κατανομή των τάσεων και των παραμορφώσεων διαπιστώθηκε ότι επηρεάζεται σημαντικά από το ρυθμό φόρτισης. Σε υψηλότερο ρυθμό φόρτισης αυξάνονταν η μέση ενδοδισκική πίεση (12.4%), η ροπή λυγισμού (20.7%), η συνολικά εξασκούμενη στους συνδέσμους δύναμη (11.4%), η τάση στον οπίσθιο επιμήκη σύνδεσμο (15.7%) και η τάση στις οπισθοπλάγια ευρισκόμενες ίνες του ινώδους δακτυλίου (15.7%). Η εξάσκηση μεγαλύτερου ρυθμού φόρτισης στη σπονδυλική στήλη μειώνει σημαντικά το εύρος ασφαλείας και αντοχής των παθητικών σταθεροποιητικών μηχανισμών. Όταν υπερνικηθεί η αντίσταση και των ενεργητικών μηχανισμών τότε αυξάνει σημαντικά ο κίνδυνος πρόκλησης σημαντικών βλαβών στη ΣΣ.

Η αναλυτική μελέτη της συμπεριφοράς του μεσοσπονδύλιου δίσκου με τη χρήση των πεπερασμένων στοιχείων έχει εξελιχθεί σημαντικά κατά τα τελευταία ιδίως χρόνια.^{1,8} Ο πηκτοειδής πυρήνας θεωρείται σαν μία συλλογή ασυμπίεστου υγρού που αναπαρίσταται σαν ποροελαστικό υλικό. Το κύριο πρόβλημα είναι η ανάλυση και ο καθορισμός των ιδιοτήτων του ινώδους δακτυλίου σε φυσιολογικές καταστάσεις και όταν αυτός έχει εκφυλιστεί. Ο ινώδης δακτύλιος είναι μία σύμπλοκη κατασκευή που θεωρείται ότι αποτελείται από πορώδες υλικό και συγκεντρικά, ομόκεντρα ελάσματα από ίνες, οι οποίες εμβυθίζονται σε μήτρα αποτελούμενη από θεμέλια ουσία. Η μεταβολή των ιδιοτήτων των συστατικών του και της γεωμετρίας του ινώδους δακτυλίου μεταβάλλουν τη συμπεριφορά του μεσοσπονδύλιου δίσκου στις διάφορες συνθήκες φόρτισης. Η προσομοίωση στα μοντέλα ΠΣ διαφόρων παθολογικών καταστάσεων, όπως είναι η ρήξη του δακτυλίου σε διάφορες θέσεις μεταβάλλει σημαντικά τη μηχανική συμπεριφορά του. Η μετακίνηση υγρού μεταξύ του σπονδυλικού σώματος και του μεσοσπονδύλιου δίσκου δια της τελικής πλάκας και του πυρήνα σπογγώδους οστού παίζει σημαντικό ρόλο στη μηχανική συμπεριφορά της σπονδυλικής μονάδας και περιλαμβάνεται στη δημιουργία μοντέλων πεπερασμένων στοιχείων [Εικόνες 14 α,β].

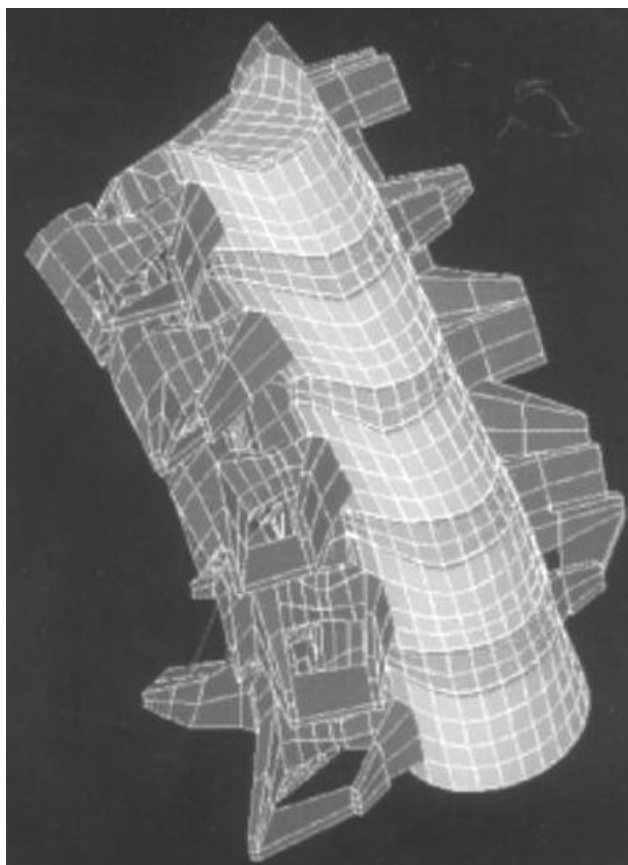


Μικρό τμήμα της ροής υγρού διαφεύγει προς την περιφέρεια του ινώδους δακτυλίου. Η ροή αυτή υγρού αποτελεί ένα σημαντικό μηχανισμό απορρόφησης φορτίων από τη ΣΣ. In vivo συμβαίνει και ροή υγρού μεταξύ του πυρήνα σπογγώδους οστού και των περισπονδυλικών φλεβικών κόλπων. Η πίεση εντός του ηκτοειδούς πυρήνα εξαρτάται κατά κύριο λόγο από το μέγεθος της συμπιεστικής δύναμης και όχι από το ρυθμό φόρτισης. Η αρχική αντίσταση της σπονδυλικής μονάδας σε σημαντική συμπιεστική φόρτιση οφείλεται στις ιδιότητες του μεσοσπονδυλίου δίσκου και ιδίως της υγρής φάσης αυτού, επομένως η εκφύλιση αυτού οδηγεί σε αλλοίωση της αντοχής σε φόρτιση. Η εφαρμογή υψηλών μεγεθών φορτίσεων οδηγεί στη δημιουργία πεδίου τάσης στην τελική πλάκα και στην οπίσθια επιφάνεια του φλοιώδους τοιχώματος του σπονδύλου, επομένως στις περιοχές αυτές αρχίζει η μηχανική αποτυχία και στη συνέχεια προκαλείται κάταγμα στον σπόνδυλο. Η συμμετοχή των αποφυσιακών αρθρώσεων και των οπισθίων συνδεσμικών στοιχείων στη μεταφορά φορτίων είναι επίσης σημαντική, μειώνοντας την καταπόνηση των πρόσθιων στοιχείων, αλλά δε μεταβάλλουν την κατανομή των τάσεων στο σπονδυλικό σώμα. Η ανάπτυξη ινώδους ιστού μετά την εμφύτευση in vivo είναι πιθανό ότι μειώνει την κινητικότητα της σπονδυλικής μονάδας. Διαπιστώθηκε επίσης η παρουσία αυξημένων φορτίων στις αποφυσιακές αρθρώσεις κατά την έκταση, ενδεικτικό της σημασίας των αρθρώσεων αυτών για την παρεμπόδιση της υπέρμετρης κινητικότητας των σπονδυλικών μονάδων. Η φόρτιση των αποφυσιακών αρθρώσεων εξαρτάται περισσότερο από την προσθιοπίσθια θέση των τεχνητών μεσοσπονδύλιων δίσκων παρά από τη ποσότητα του ινώδους δακτυλίου που έχει αφαιρεθεί.²⁴ Σε αξονική συμπίεση 800 N δίσκοι τοποθετημένοι πρόσθια παρουσίαζαν 2.5 φορές μεγαλύτερη φόρτιση, ενώ σε οπίσθια τοποθέτηση δε διαπιστώθηκε φόρτιση των αποφυσιακών αρθρώσεων σε συμπίεση. Η αποκατάσταση του πρόσθιου επιμήκη συνδέσμου μειώνει τις φορτίσεις στις αποφυσιακές αρθρώσεις και στους αυχένες καθώς και τη στροφή σε έκταση σε σχεδόν φυσιολογικά επίπεδα. Αν και η σπονδυλοδεσία είναι γενικά επιτυχημένη επέμβαση ορισμένοι ερευνητές πιστεύουν ότι είναι δυνατό να επιταχύνει τις εκφυλιστικές αλλοιώσεις στις παρακείμενες σπονδυλικές μονάδες. Για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος επινοήθηκαν διάφοροι τύποι τεχνητών μεσοσπονδύλιων δίσκων. Η χρήση τεχνητών μεσοσπονδύλιων δίσκων έχει προταθεί σε ασθενείς με φυσιολογικά οπίσθια στοιχεία. Το πλεονέκτημα του τεχνητού δίσκου είναι η αποκατάσταση του μεσοσπονδύλιου διαστήματος και της φυσιολογικής εμβιομηχανικής της σπονδυλικής μονάδας χωρίς τη χρήση μοσχεύματος. Πολλοί τύποι τεχνητών δίσκων έχουν προταθεί, αλλά τα κλινικά αποτελέσματα είναι περιορισμένα. Τα υλικά αυτά μελετήθηκαν ex vivo εμβιομηχανικά και η συμπεριφορά τους μετά την εμφύτευσή τους μελετήθηκε με ΠΣ.^{23,24,52,86,87} Σε μία μελέτη ενός εμφυτεύματος από κεραμικό που είχε τη διαμόρφωση σφαίρας και κυπελίου (ball and cup design) διαπιστώθηκε ότι το εμφύτευμα μετέβαλλε σημαντικά την κινητική της σπονδυλικής μονάδας, η οποία διέφερε σημαντικά από τη φυσιολογική κινητική. Η απουσία του πρόσθιου επιμήκη συνδέσμου οδηγούσε σε αύξηση της κινητικότητας και σε

αύξηση των φορτίων που φέρουν οι αποφυσιακές αρθρώσεις στην έκταση.⁷³ Σε έναν τεχνητό μεσοσπονδύλιο δίσκο αποτελούμενο από δύο πλάκες με πορώδη επίστρωση από τιτάνιο και μία κεραμική άρθρωση τύπου σφαίρας - κυπελίου η μελέτη με ΠΣ έδειξε ότι ο τεχνητός δίσκος διευκολύνει την κάμψη και την έκταση σε σύγκριση με τον ανέπαφο δίσκο [Εικόνα 15].¹⁴⁰

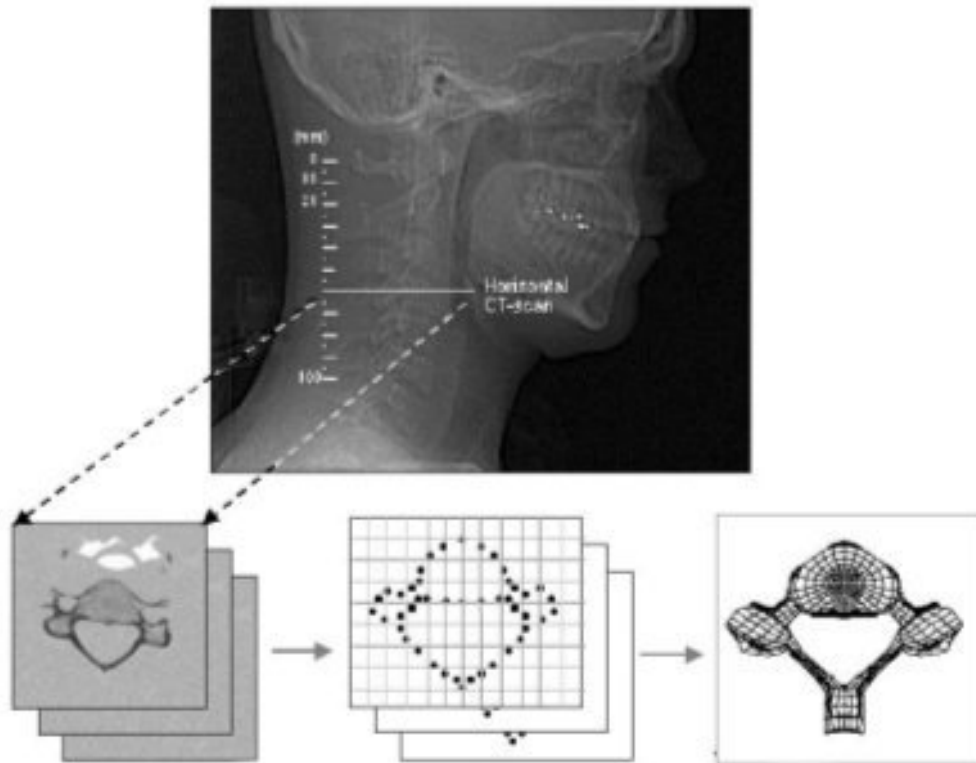


Η μελέτη της φυσιολογικής μηχανικής και των παθολογικών καταστάσεων της αυχενικής μοίρας της ΣΣ υστέρησε χρονικά της μελέτης της οσφυϊκής και της θωρακοοσφυϊκής μοίρας της ΣΣ και παρουσιάζει ιδιαίτερα προβλήματα, αλλά αναπτύσσεται συνεχώς.^{59,61,62,92,93,94,134,137,138,144,151,152} Σε ένα τρισδιάστατο μοντέλο των Α5 και Α6 αυχενικών σπονδύλων διαπιστώθηκε ότι σε αξονική συμπίεση το 88% του εφαρμοζόμενου φορτίου διέρχονταν δια του μεσοσπονδύλιου δίσκου [Εικόνα 16].



Στο μοντέλο αυτό περιλήφθηκαν σημαντικές παθολογοανατομικές λεπτομέρειες, όπως είναι η ρωγμή του μεσοσπονδύλιου δίσκου μεταξύ των αγκιστροειδών αρθρώσεων και του πηκτοειδούς πυρήνα. Ο πηκτοειδής πυρήνας τοποθετείται περίπου στο γεωμετρικό κέντρο του δίσκου και περιβάλλεται από τον ινώδη δακτύλιο, ο οποίος, όπως και στην ΟΜΣΣ, αποτελείται από ελάσματα ινών, σε ομόκεντρη διάταξη και στα οποία οι ίνες του κολλαγόνου έχουν κατεύθυνση $65^\circ (\pm 2)$ σε σχέση με τον κατακόρυφο άξονα κάθε στιβάδας. Η κατεύθυνση των ινών αλλάζει σε κάθε στιβάδα διαδοχικά. Οι σύνδεσμοι μεταξύ των σπονδύλων παρουσίαζαν τη μεγαλύτερη τάση τους (29.5%) στην κάμψη,

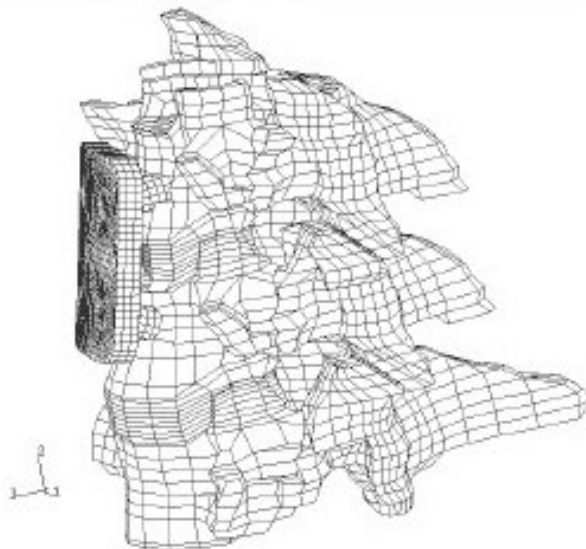
ενώ οι θυλακικοί σύνδεσμοι σε αξονική στροφή (15.5%). Η μέγιστη ενδοδισκική πίεση σε κάμψη ήταν 0.24 MPa. Η πρόσθια και οπίσθια προβολή του δίσκου αυξάνονταν με την αύξηση της αξονικής συμπίεσης (μέχρι τα 800 N).⁴³ Η επίδραση της αφαίρεσης των αποφυσιακών αρθρώσεων στην αυχενική μοίρα της ΣΣ έχει επίσης μελετηθεί με ΠΣ.¹⁵⁰ Η αφαίρεση αυτή πραγματοποιείται σε οπίσθια προσπέλαση για την αποσυμπίεση των αυχενικών ριζών σε περιπτώσεις πίεσής τους και για την ανάταξη υπεξαρθρήματος των αποφυσιακών αρθρώσεων που δεν ανατάσσεται με έλξη. Η αφαίρεση αυτή, σύμφωνα με προηγηθείσες πειραματικές μελέτες, οδηγεί σε αποσταθεροποίηση της ΑΜΣΣ. Σε μία μελέτη ΠΣ δημιουργήθηκε ένα μοντέλο τριών διαστάσεων στο οποίο τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του τμήματος Α4-Α6 ελήφθησαν από τομές αξονικής τομογραφία [Εικόνα 17] και οι ιδιότητες των διαφόρων οστικών και συνδεσμικών στοιχείων ελήφθησαν από τη βιβλιογραφία [Πίνακας 3].



Χρησιμοποιήθηκαν 10.996 στοιχεία. Διερευνήθηκε η επίδραση της προοδευτικής αφαίρεσης όλο και μεγαλύτερου τμήματος των αποφυσιακών αρθρώσεων στη ροπή στρέψης της αυχενικής σπονδυλικής μονάδας. Μελετήθηκε η επίδραση της μονόπλευρης και της ετερόπλευρης αφαίρεσης 25%, 50% και 75% των αποφυσιακών αρθρώσεων σε δύο σπονδυλικές μονάδες. Η αστάθεια αυξάνονταν με την αύξηση της εκτομής. Η μεγαλύτερη αστάθεια παρατηρήθηκε όταν αφαιρείτο 50-75% των αρθρώσεων αμφοτερόπλευρα. Η τάση στον ινώδη δακτύλιο αυξάνονταν αντίστοιχα. Η μέγιστη αύξηση στη στροφή (11%) και στην τάση στον ινώδη δακτύλιο (30%) παρουσιάζονταν σε πλάγια κάμψη. Η επίδραση της μονόπλευρης εκτομής ήταν σημαντικά μικρότερη. Η σχετική αύξηση της αστάθειας της ΑΜΣΣ ήταν διπλάσια περίπου σε αμφοτερόπλευρη εκτομή από την ετερόπλευρη. Αντίστοιχα συμπεράσματα προέκυψαν και σε πειραματικές μελέτες, αν και η επίδραση της εκτομής ήταν μεγαλύτερη. Τα ΠΣ έχουν εφαρμοστεί στη μελέτη της πρόσθιας αυχενικής σπονδυλοδεσίας, τόσο με πλάκες, όσο και με τριφλοιώδη οστικά μοσχεύματα. Κατά την τελευταία τεχνική (Smith - Robinson) μετά την αφαίρεση του μεσοσπονδύλιου δίσκου τοποθετείται μεταξύ των τελικών πλακών ένα λαγόνιο μόσχευμα. Μελετήθηκε η επίδραση της σταθερότητας της σπονδυλοδεσίας όταν το μόσχευμα είχε τοποθετηθεί ενσφηνωμένο ή όταν είχε τοποθετηθεί χαλαρά και επίσης μελετήθηκε η επίδραση της ύπαρξης οστεοπόρωσης στους αυχενικούς σπονδύλους. Η κίνηση στη σπονδυλική μονάδα μειώνεται μόνο όταν επιτυγχάνεται η ενσφήνωση του μοσχεύματος, τόσο σε φυσιολογικούς, όσο και σε οστεοπορωτικούς σπονδύλους, συμπέρασμα το οποίο ισχύει και για τους μεταλλικούς κλωβούς που χρησιμοποιούνται για τον ίδιο σκοπό. Σε ενσφηνωμένα όμως μοσχεύματα η μέγιστη

αναπτυσσόμενη τάση είναι μεγαλύτερη λόγω της μεγαλύτερης μείωσης της κινητικότητας που δημιουργεί. Η έλλειψη κίνησης μεταξύ των γειτονικών σπονδύλων οδηγεί σε αύξηση των τάσεων που αναπτύσσονται στο μόσχευμα, αυξάνοντας την πιθανότητα μηχανικής αποτυχίας του, οδηγώντας σε κάταγμα ή εξώθηση του μοσχεύματος με αποτέλεσμα τη δημιουργία ψευδάρθρωσης. Η μείωση της φόρτισης του μοσχεύματος είναι δυνατό να επιτευχθεί με αποφυγή της υπερδιάτασης ή με εφαρμογή εξωτερικών ναρθήκων. Σε οστεοπορωτικούς σπονδύλους η κάμψη της ΑΜΣΣ είναι δυνατό να οδηγήσει σε υποχώρηση της τελικής πλάκας και ενσφήνωση του μοσχεύματος εντός του σπονδύλου. Η οστεοπόρωση αποκτούσε μηχανική σημασία μόνο όταν το μόσχευμα ήταν στερεά ενσφηνωμένο. Σε οστεοπορωτικό οστό το οστικό μόσχευμα υφίσταται μεγαλύτερες μετατοπίσεις σε σχέση με τους φυσιολογικούς σπονδύλους με αποτέλεσμα την αύξηση των τάσεων που παρουσιάζονται στο μόσχευμα.⁹¹

Η αυχενική μοίρα της ΣΣ διαφέρει σημαντικά, τόσο ανατομικά, όσο και λειτουργικά από τις υπόλοιπες μοίρες της ΣΣ. Τα αρχικά μοντέλα της ΑΜΣΣ ήταν αδρά και στερούνταν πειραματικής επιβεβαίωσης, επομένως οι προβλέψεις τους ήταν ανακριβείς. Τα τελευταία χρόνια έχουν δημιουργηθεί λεπτομερή μοντέλα της ΑΜΣΣ, οι ιδιότητες των οποίων έχουν προέλθει από πειραματικές μελέτες.¹⁵⁰ Οι μηχανικές ιδιότητες των μαλακών μορίων της αυχενικής μοίρας της ΣΣ έχουν σημαντική επίδραση στις εσωτερικά και εξωτερικά αναπτυσσόμενες τάσεις.⁶² Οι ιδιότητες ενός μοντέλου ΑΜΣΣ και ειδικότερα του τμήματος Α4-Α6 μετά από πρόσθια σπονδυλοδεσία με πλάκα και μόσχευμα έχει μελετηθεί με ΠΣ [Εικόνα 18].¹¹⁰



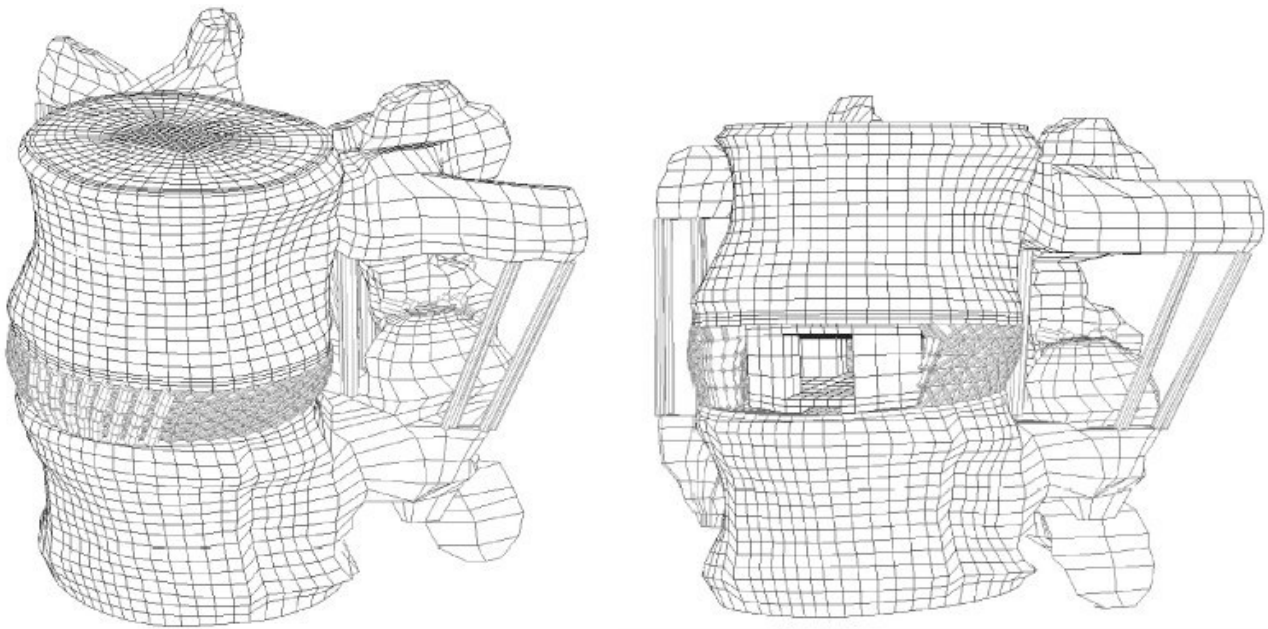
Το μόσχευμα δέχεται σημαντικά συμπίεστικά φορτία άμεσα μετά την επέμβαση σε αξονική συμπίεση και σε συνδυασμό κάμψης-έκτασης. Η πλάκα δέχεται το μεγαλύτερο μέρος των φορτίων σε συνδυασμό κάμψης-συμπίεσης. Τα παραπάνω ευρήματα είναι σε συμφωνία με πειραματικές εμβιομηχανικές μελέτες. Σε ένα μοντέλο των Α4-Α5-Α6 σπονδύλων μελετήθηκε η επίδραση της εκφύλισης του μεσοσπονδύλιου δίσκου στη δημιουργία οστεοφύτων.¹⁰⁵ Η ήπια εκφύλιση του δίσκου, η οποία συνίσταται σε αφυδάτωση του ηλυοειδούς πυρήνα, παραστάθηκε με μικρή μεταβολή των μηχανικών ιδιοτήτων του πυρήνα. Η μέτρια εκφύλιση αναπαραστήθηκε με μεταβολή της περιεκτικότητας και των μηχανικών ιδιοτήτων των ινών, ενώ η σοβαρή εκφύλιση περιλάμβανε και μείωση του ύψους του δίσκου. Το μοντέλο φορτίστηκε σε συμπίεση και διαπιστώθηκε ότι η προοδευτική εκφύλιση του μεσοσπονδύλιου διαστήματος οδηγούσε σε αύξηση της ακαμψίας του μοντέλου, ενώ η τάσεις και η προβολή του δίσκου στο πάσχον διάστημα μειώνονταν. Η αύξηση της πυκνότητας ενεργειακής τάσης στο φλοιό με το χρόνο είναι δυνατό να ενεργοποιεί τη διαδικασία ανακατασκευής που οδηγεί στη δημιουργία οστεοφύτων. Η επίδραση της μεθόδου χειρουργικής θεραπείας της αυχενικής ριζίτιδας μελετήθηκε με ένα τρισδιάστατο μοντέλο των Α5-Α6 σπονδύλων.¹⁵ Η οπίσθια διεύρυνση του τμήματος (προσπέλαση κλειδαρότρυπας) δεν επιδρούσε σημαντικά στη σταθερότητα της ΑΜΣΣ. Η πρόσθια διεύρυνση

του τμήματος συνδυαζόμενη με δισκεκτομή προκαλούσε αύξηση της κινητικότητας της σπονδυλικής μονάδας μία έως δύο φορές, ενώ η πρόσθια δισκεκτομή και σπονδυλοδεσία προκαλούσε μείωση της κίνησης κατά 50% έως 100%.

Η σπονδυλοδεσία είναι σαν επέμβαση επιτυχής.^{44,82,91} Υπάρχουν πλήρη εμβιομηχανικά δεδομένα για όλα τα υλικά που κυκλοφορούν στο εμπόριο για την επίτευξη σπονδυλοδεσίας.^{25,53,54,55,72,80,131} Η χρήση συστημάτων σπονδυλοδεσίας χρησιμεύει για να σταθεροποιεί τη ΣΣ, όπου είναι αναγκαίο. Η χρήση όμως υλικών μεταβάλλει τα εμβιομηχανικά και βιολογικά χαρακτηριστικά της ΣΣ. Ορισμένες μεταβολές είναι επιθυμητές (π.χ. η αύξηση της σταθερότητας), ενώ άλλες είναι ανεπιθύμητες (π.χ. η δημιουργία αυξημένης κινητικότητας ή η πρόκληση οστεοπενίας). Η βασική έρευνα έχει σα στόχο τη μείωση των τελευταίων. Τα ΠΣ χρησιμοποιούνται ευρέως για τον έλεγχο των ιδιοτήτων των υλικών σπονδυλοδεσίας.³⁹ Σημαντική είναι η συμβολή των ΠΣ στη μελέτη των ιδιοτήτων των συστημάτων σπονδυλοδεσίας. Σε ένα μοντέλο τριών διαστάσεων αναπαραστήθηκαν τρεις σπόνδυλοι με τους παρεμβαλλόμενους μεσοσπονδύλιους δίσκους.¹²⁹ Θεωρήθηκε ότι ο μεσαίος σπόνδυλος είχε υποστεί κατάγμα και ότι είχε τοποθετηθεί σύστημα σπονδυλοδεσίας με 4 διαυχενικούς κοχλίες και δύο εγκάρσιες ράβδους με ή χωρίς οστικό μόσχευμα στην πρόσθια επιφάνεια. Στο μοντέλο ασκήθηκε συμπιεστική και στρωφική δύναμη μεταβάλλοντας τα χαρακτηριστικά της βαρύτητας του κατάγματος και τις ιδιότητες της συσκευής. Σαν παράμετρος αξιολόγησης του αποτελέσματος χρησιμοποιήθηκε η μετατόπιση του συστήματος. Διαπιστώθηκε ότι η μέγιστες δυνάμεις και ροπές ασκούνται στο σύστημα σπονδυλοδεσίας κυρίως σε συμπίεση παρά σε στρωφή. Η πρόσθια εφαρμογή μόσχευματος αυξάνει την αντοχή μόνο στη συμπίεση. Όταν η σπονδυλοδεσία ήταν σταθερή δεν έπαιζε ρόλο η μορφή του κατάγματος. Η πλειονότητα των υλικών σπονδυλοδεσίας έχει μελετηθεί με ΠΣ, μεταξύ των οποίων είναι οι ράβδοι Harrington και οι πλάκες Steffee.¹³¹ Η επίδραση της ακαμψίας των συσκευών σπονδυλοδεσίας έχει μικρή μόνο επίδραση στις τάσεις που αναπτύσσονται στους γειτονικούς μεσοσπονδύλιους δίσκους.¹⁰⁷

Η εμβιομηχανική μελέτη των διαυχενικών κοχλίων έχει γίνει τόσο με πειραματικές μελέτες, όσο και με μελέτες ΠΣ, προκειμένου να εκτιμηθεί η σταθεροποιητική δράση των συστημάτων σπονδυλοδεσίας.¹⁴ Τα πειραματικά δεδομένα έχουν δείξει ότι μόνο η σταθερότητα στην αξονική στρωφή αυξάνεται με τη χρήση συνδετικών ράβδων. Η μελέτη με ΠΣ έδειξε ότι το σύστημα σπονδυλοδεσίας με συνδετικές ράβδους υπερέχει στην πλάγια κάμψη και στην αξονική στρωφή, σε σχέση με τη μη χρήση ράβδων. Με μία ράβδο, η μέγιστη σταθεροποίηση επιτυγχάνεται όταν αυτή τοποθετείται στο εγγύς 1/3 των ράβδων. Όταν χρησιμοποιούνται δύο ράβδοι, τότε η βέλτιστη θέση είναι για την πρώτη συνδετική ράβδο στο μέσο και τη δεύτερη στο εγγύς 1/8.⁷⁷

Η μηχανική της εκφυλισμένης ΣΣ διορθώνεται με τη χρήση κλωβών που τοποθετούνται στο μεσοσπονδύλιο διάστημα, σύμφωνα με την αρχή διάταξης - συμπίεσης του Bagby.^{9,56,100,102} Με την τοποθέτηση του κλωβού το διάστημα διατείνεται και ο ινώδης δακτύλιος επιμηκύνεται, ενισχύοντας το σταθεροποιητικό του ρόλο. Η τοποθέτηση κυλινδρικών κλωβών από την οπίσθια επιφάνεια των σπονδύλων (επέμβαση PLIF) απαιτεί συχνά την αφαίρεση τμήματος των αποφυσιακών αρθρώσεων, οδηγώντας στη δημιουργία νέας πηγής αστάθειας. Το πρόβλημα αυτό μελετήθηκε με την κατασκευή ενός μοντέλου ΠΣ της σπονδυλικής μονάδας O4-O5.⁴⁵ Σε αυτό προσομοιώθηκε η τοποθέτηση 2 κλωβών μικρού, μεσαίου και μεγάλου μεγέθους. Μετά την αφαίρεση των αποφυσιακών αρθρώσεων η λειτουργική σπονδυλική μονάδα παρουσίαζε μικρότερη ακαμψία στην έκταση, την πλάγια κάμψη και τη στρωφή. Η ακαμψία σε έκταση μειώθηκε κατά 48.2%, σε πλάγια κάμψη κατά 24.7% και σε στρωφή κατά 39.1%. Με την τοποθέτηση μικρών κλωβών η ακαμψία σε πρόσθια κάμψη μειώθηκε κατά 40.5%. Με τους μεσαίου μεγέθους κλωβούς η ακαμψία σε πρόσθια κάμψη και στρωφή παρέμενε σημαντικά μικρότερη της φυσιολογικής. Το ίδιο φαινόμενο παρατηρούνταν και με την τοποθέτηση κλωβών μεγάλου μεγέθους. Η αφαίρεση μεγάλου τμήματος του ινώδους δακτυλίου οδηγεί επομένως σε περαιτέρω αποσταθεροποίηση της ΣΣ, αφού όπως έχουν δείξει πειραματικές μελέτες οι οπίσθιες ίνες ανθίστανται στην αξονική στρωφή περισσότερο από τις αποφυσιακές αρθρώσεις. Η πρόσθια σπονδυλοδεσία στην ΟΜΣΣ με τη χρήση κλωβών έχει μελετηθεί επίσης με ΠΣ [Εικόνα 19].¹⁰²



Η πυκνότητα του σπογγώδους οστού που βρίσκεται υπό τους κλωβούς έχει μεγαλύτερη σημασία στην επιτυχία της σπονδυλοδεσίας από το σχεδιασμό και τις μηχανικές ιδιότητες του κλωβού. Η πρόσθια οσφυϊκή σπονδυλοδεσία με την τοποθέτηση οστικών μοσχευμάτων έχει επίσης μελετηθεί.¹⁷ Συγκεκριμένα διερευνήθηκε η σημασία της θέσης τοποθέτησης του μοσχεύματος, πρόσθια, μέση ή οπίσθια. Σε αυτή τη μελέτη διαπιστώθηκε ότι η πρόσθια τοποθέτηση του μοσχεύματος οδηγεί σε μείωση των δυνάμεων ελκυσμού στον οπίσθιο επιμήκη σύνδεσμο κατά την κάμψη του κορμού. Η οπίσθια τοποθέτηση του μοσχεύματος οδηγεί σε μείωση των μέγιστων τάσεων στις αποφυσιακές αρθρώσεις. Η αύξηση της τάσης στο γειτονικό μεσοσπονδύλιο δίσκο δεν ήταν σημαντική. Η σταθερότητα των εμφυτευμάτων που τοποθετούνται στο μεσοσπονδύλιο διάστημα εξαρτάται από την οστική πυκνότητα των σπονδύλων, το συντελεστή τριβής μεταξύ των υλικών και του οστού και από τις συνθήκες φόρτισης. Η μείωση της οστικής πυκνότητας με την ηλικία μειώνει την πιθανότητα ανάπτυξης οστού εντός των εμφυτευμάτων.⁶⁴ Η σημασία των μηχανικών ιδιοτήτων της τελικής πλάκας για την αποφυγή της υποχώρησης του μοσχεύματος εντός του σπονδύλου σε πρόσθια σπονδυλοδεσία έχει μελετηθεί θεωρητικά με ΠΣ.⁷⁹ Η διατήρηση της τελικής πλάκας κατά τη χειρουργική επέμβαση έχει μεγάλη σημασία για την αποφυγή της επιπλοκής αυτής. Οι ιδιότητες των κλωβών που τοποθετούνται στο μεσοσπονδύλιο διάστημα για τη σταθεροποίηση των σπονδυλικών μονάδων έχουν μελετηθεί εκτεταμένα με τα ΠΣ. Η ανάλυση των τάσεων προβλέπει τις περιοχές στις οποίες υπάρχει συγκέντρωση τάσεων, οι οποίες είναι δυνατό να προκαλέσουν βλάβη στο σπογγώδες οστό και να παρεμποδίσουν τη διαδικασία της ενσωμάτωσης. Η παρουσία σχετικής μικροκίνησης οδηγεί σε οστική απορρόφηση και σε δημιουργία ινώδους ιστού στις επιφάνειες επαφής του κλωβού. Η σπονδυλοδεσία παθολογικά προσβεβλημένων τμημάτων της ΣΣ πραγματοποιείται για την πρόληψη ή για τη διόρθωση παραμόρφωσης, για τη σταθεροποίηση της ΣΣ μετά από τραύμα ή άλλες παθολογικές καταστάσεις και για την εξάλειψη παθολογικής και επώδυνης κινητικότητας της ΣΣ.

ΕΠΙΛΟΓΟΣ

Η εισαγωγή της χρήσης της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων στην ορθοπαιδική εμβιομηχανική επέτρεψε τη δομική ανάλυση των οστών και των σύνθετων κατασκευών οστού και εμφυτευμάτων. Ο οστίτης ιστός και τα οστά συνολικά είναι ιεραρχικά δομημένα σε επίπεδα οργάνωσης. Σημαντικό ρόλο στην κατασκευή και λειτουργία των οστών παίζει και η δυνατότητα αύξησης, κατασκευής και ανακατασκευής του οστού που υπάρχει καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής των ατόμων. Τα τελευταία χρόνια έχει καταστεί δυνατή η ενσωμάτωση των δυναμικών φαινομένων που διέπουν τον οστίτη ιστό εντός των μοντέλων των πεπερασμένων στοιχείων, αυξάνοντας έτσι την ακρίβεια και την προβλεπτική ικανότητά τους.^{49,150} Η εφαρμογή εξομοιώσεων χειρουργικών επεμβάσεων θα αποτελέσει στο άμεσο μέλλον την επόμενη επανάσταση στη χειρουργική. Με τη χρήση τεχνικών, μεταξύ των οποίων και τα πεπερασμένα στοιχεία, θα αναπαρίσταται το μηχανικό και βιολογικό πλαίσιο εντός του οποίου θα πραγματοποιείται μία χειρουργική παρέμβαση. Ήδη έχουν δημιουργηθεί με πεπερασμένα στοιχεία οι πρώτες προσομοιώσεις ολικών αρθροπλαστικών με τις οποίες προβλέπεται το άμεσο μετεγχειρητικό περιβάλλον, το οποίο προκύπτει από την αντικατάσταση των αρθρώσεων. Αφού η απώτερη σταθερότητα ενός υλικού εξαρτάται από την άμεση μηχανική σταθερότητα που επιτυγχάνεται κατά τη διάρκεια της επέμβασης με τον τρόπο αυτό υποβοηθάται ο προεγχειρητικός σχεδιασμός και προβλέπεται η μακροχρόνια αποτελεσματικότητα της αρθροπλαστικής. Τα επόμενα χρόνια παρόμοιες προσομοιώσεις προβλέπεται ότι θα εφαρμοστούν και στη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης.⁹⁶

Η στόχος της μελλοντικής έρευνας με τα ΠΣ είναι η δημιουργία μοντέλων ΠΣ τα οποία θα είναι ειδικά για κάθε ασθενή και θα παρέχουν τη δυνατότητα αξιόπιστης πρόβλεψης των μηχανικών ιδιοτήτων, υπό διάφορες συνθήκες φόρτισης, προκειμένου να καταστεί δυνατή η πρόβλεψη του κίνδυνου κατάγματος υπό καθορισμένες συνθήκες για κάθε ασθενή και κάθε οστό.^{28,86,96}

ΥΛΙΚΟ	ΜΕΤΡΟ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ YOUNG (MPa)	ΠΥΚΝΟΤΗΤΑ (kg/mm ³)	ΛΟΓΟΣ POISSON	ΛΟΓΟΣ ΔΙΑΚΕΝΟΥ	ΔΙΑΠΕΡΑΤΟΤΗΤΑ (m ⁴ /ns)
Φλοιώδες οστό	10.000	1.83 E-06	0.25	---	---
Σπογγώδες οστό	100	1.00 E-06	0.25	4	1.0 E-10
Τελική Πλάκα	10.000	1.83 E-06	0.25	4	1.0 E-14
Θεμέλια ουσία	0.8	1.20 E-06	0.35	3	1.0 E-15
Ίνες	175	2.00 E-08	---	---	---
Πυρήνας	0.5	1.36 E-06	0.35	6	1.0 E-13
Υγρό εντός σπονδυλικής μονάδας	---	1.00 E-06	---	---	---

Πίνακας 1. Μηχανικές ιδιότητες των διαφόρων στοιχείων της ΣΣ που χρησιμοποιούνται στην ανάλυση ΠΣ.

ΥΛΙΚΟ	ΜΕΤΡΟ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ YOUNG (mpa)	ΛΟΓΟΣ POISSON	ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ ΔΙΑΤΟΜΗΣ (mm ²)
Φλοιώδες Οστό	12000	0.30	
Σπογγώδες Οστό	100	0.20	
Οπίσθια Στοιχεία	3500	0.25	
Θεμέλια Ουσία Δίσκου	4.2	0.45	
Ίνες Δίσκου	450	0.30	
Πηκτοειδής Πυρήνας	1	0.499	
Σύνδεσμοι			
ALL	7.8 -20		63.7
PLL	10-20		20
LF	15-19		40
TL	10-59		1.8
CL	7.5-33		30
IS	10-12		40
SS	8-15		30

Πίνακας 2. Μηχανικές ιδιότητες που χρησιμοποιούνται στη δημιουργία μοντέλων ΠΣ της ΟΜΣΣ. ALL, πρόσθιος επιμήκης, PLL, οπίσθιος επιμήκης, LF ωχρός σύνδεσμος, TL, εγκάρσιος σύνδεσμος, CL, θυλακικός σύνδεσμος, IS μεσακάνθιος σύνδεσμος, SS, υπερακάνθιος σύνδεσμος

ΥΛΙΚΟ	ΜΕΤΡΟ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ YOUNG (MPa)	ΛΟΓΟΣ POISSON
Φλοιώδες περίβλημα	10.000	0.29
Σπογγώδες οστό	100	0.29
Οπίσθια οστικά στοιχεία (πέταλο, αυχέννας, ακανθώδης απόφυση)	3500	0.29
Τελική Πλάκα	500	0.40
Ινώδης Δακτύλιος	3.4	0.40
Πηκτοειδής Πυρήνας	3.4	0.49
Πρόσθιος Επιμήκης Σύνδεσμος	54.5	0.39
Οπίσθιος Επιμήκης Σύνδεσμος	30.0	0.39
Μεσακάνθιοι Σύνδεσμοι	1.5	0.39
Ωχρός Σύνδεσμος	1.5	0.39
Θυλακικός Σύνδεσμος	2.0	0.39

Πίνακας 3. Μηχανικές ιδιότητες που χρησιμοποιήθηκαν σε ένα μοντέλο ΠΣ της ΑΜΣΣ.

BIBΛIOΓPAΦIA

1. Acaroglu ER et al. Degeneration and aging affect the tensile behaviour of human lumbar anulus fibrosus. *Spine* 1995 ;20(24): 2690-701.
2. Adl A. Finite-element evaluation of contact loads on facets of an L2-L3 lumbar segment in complex loads. *Spine* 1991;16(5):533-41.
3. Andresen R, Werner HJ, Schober HC. Contribution of the cortical shell of vertebrae to mechanical behaviour of the lumbar vertebrae with implications for predicting fracture risk. *Br J Radiol* 1998;71(847):759-65.
4. Azegami H, Murachi S, Kitoh J, Ishida Y, Kawakami N, Makino M. Etiology of idiopathic scoliosis. *Computational study. Clin Orthop* 1998;(357):229-36.
5. Aubin CE et al. Biomechanical simulation fo the effect of the Boston brace on a model of the scoliotic spine and thorax. *Annales Chirurgie* 1993;47(9): 881-887.
6. Aubine CE et al. Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. *Annales de Chirurgie* 1996;49(8): 749-761.
7. Aubine CE et al. A study of biomechanical coupling between spine and rib cage in the treatment by orthosis of scoliosis. *Annales Chirurgie* 1996; 50(8): 641-650.
8. Ayotte DC, Ito K, Perren SM, Tepic S. Direction-dependent constriction flow in a poroelastic solid: the intervertebral disc valve. *J Biomech Eng* 2000 Dec;122(6):587-93.
9. Bagby GW. Arthrodesis by the distraction - compression method using a stainless steel implant. *Orthopedics* 1988; 11(6):931-934. 10.
10. Bozic KJ, Keyak JH, Skinner HB, Bueff HU, Bradford DS. Three-dimensional finite element modeling of a cervical vertebra: an investigation of burst fracture mechanism. *J Spinal Disord* 1994;7(2):102-10.
11. Burr DB, Yang KH, Haley M, Wang HC. Morphological changes and stress redistribution in osteoporotic spine. In: H. Takashi (ed). *Spinal disorders in aging*. Springer, 1994. 12.
12. Breau C et al. Reconstruction of a human ligamentous lumbar spine using CT images- a 3D finite element mesh generation. *Ann Biomed Eng* 1991;19(3): 291-302. 13.
13. Cao KD, Grimm MJ, Yang KH. Load sharing within a human lumbar vertebral body using the finite element method. *Spine* 2001;26(12):E253-60.
14. Carson WL et al. Internal forces and moments in transpedicular spine instrumentation. The effect of pedicle screw angle and transfixation-the 4R-4bar linkage concept. *Spine* 1990;15(9): 893-901.
15. Chen BH, Natarajan RN, An HS, Andersson GB. Comparison of biomechanical response to surgical procedures used for cervical radiculopathy: posterior keyhole foraminotomy versus anterior foraminotomy and discectomy versus anterior discectomy with fusion. *J Spinal Disord* 2001; 14(1):17-20.
16. Chen SI, Chang CH, Lin RM. Three dimensional finite element analysis of the osteoporotic lumbar spine. 1999 Bioengineering Conference, Montana, USA. 17.
17. Cheng CS, Liu CL, Cheng CK. Finite element analysis of interbody fusion on different position of bone graft. 1999 Bioengineering Conference, Montana, USA . 18.
18. Clausen JD, Goel VK, Traynelis VC, Scifert J. Uncinate processes and Luschka joints influence the biomechanics of the cervical spine: quantification using a finite element model of the C5-C6 segment. *J Orthop Res* 1997;15(3):342-7.
19. Dai LY, Tu KY, Xu YK, Zhang WM, Cheng PL. Effects of discectomy on the stress distribution in the lumbar spine. *Chin Med J (Engl)* 1992 Nov;105(11):944-8.
20. Dai L, Xu Y. Lumbar spinal stenosis: a review of biomechanical studies. *Chin Med Sci J* 1998 ;13(1):56-60.
21. Dietrich M et al. Model of human spine system. *J Biomech* 1989; 22(10): 1003.
22. Dietrich M et al. Biomechanical model of the human spinal system. *J Eng Med* 1991; 205(1): 19-26.
23. Dooris AP, Goel VK, Todd DT, Grosland NM, Wilder DG. Load sharing in a lumbar motion segment implanted with an artificial disc under combined sagittal plane loading. 1999 Bioengineering Conference, Montana, USA .
24. Dooris AP, Goel VK, Grosland NM, Gilbertson LG, Wilder DG. Load-sharing between anterior and posterior elements in a lumbar motion segment implanted with an artificial disc. *Spine* 2001 15;26(6):E122-9.
25. Duffield RC, Carson WL, Chen LY, Voth B. Longitudinal element size effect on load sharing, internal loads, and fatigue life of tri-level spinal implant constructs. *Spine* 1993; 18(12):1695-703.
26. Duncan N, Ahmed AM. The role of axial rotation in the etiology of unilateral disc prolapse: an experimental and finite element analysis. *Spine* 1991; 16(9): 1089-98.
27. Erickson GR et al. Validated dynamic continuum finite element model representing a simplified cervical spine motion segment. 1997 Bioeng Conf BED 35, ASME, 231-232.
28. Faulkner KG, Cann CE, Hasegawa BH. Effect of bone distribution on vertebral strength : Assessment with a patient-specific finite element analysis. *Radiology* 1991 ; 179: 669-674. 29.
29. Fyhrie DP, Hoshaw SJ, Hamid MS, Hou FJ. Shear stress distribution in the trabeculae of human vertebral bone. *Ann Biomed Eng* 2000;28(10):1194-9.
30. Gardner-Morse MG et al. Incorporation of spinal flexibility measurements into finite element analysis. *J Biomech Eng* 1990; 112(4) : 481-483.
31. Gardner-Morse M, Stokes IA. Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation. *J Biomech* 1994 Feb;27(2):177-81.
32. Ghista DN et al. Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction. *J Biomech* 1998;21(2): 77-88.
33. Gilbertson LG, Goel VK, Kong WZ, Clausen JD. Finite element methods in spine biomechanics research. *Crit Rev Biomed Eng* 1995;23 (5-6):411-73.
34. Goel VK. Finite element stress analysis of a spinal segment. *ASCE Eng Mech Spec Conf Mech Comp* 1990, Columbus, 564-568.

35. Goel VK et al. Possible role of stresses in inducing spinal stenosis- a long term complication following disk excision. *J Biomech Eng. ASME* 1990; 112(4): 478-481.
36. Goel VK et al. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine* 1993; 18(11): 1531-41.
37. Goel VK, Kong W, Han JS, Weinstein JN, Gilbertson LG A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine* 1993;18(11):1531-41.
38. Goel VK, Park H, Kong W. Investigation of vibration characteristics of the ligamentous lumbar spine using the finite element approach. *J Biomech Eng* 1994;116(4):377-83. 39.
- Goel, V. K., Pope, M. H. *Biomechanics of Fusion and Stabilization. Spine* 1995;20(24S): 85S-99S
40. Goel VK et al. Cancellous bone Young's modulus variation within the vertebral body of a ligamentous lumbar spine- application of bone adaptive remodeling concept. *J Biomech Eng, ASME* 1995; 117(3): 266-271.
40. Goel VK, Gilbertson LG. Applications of the finite element method to thoracolumbar spinal research--past, present and future. *Spine* 1995 ; 20(15):1719-27.
42. Goel VK, Monroe BT, Gilbertson LG, Brinckmann P. Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc. *Spine* 1995; 20(6): 689-698.
43. Goel VK, Clausen JD. Prediction of load sharing among spinal components of a C5-C6 motion segment using a finite element approach. *Spine*, 1998; 23(6):684-691.
44. Goel VK, Pope MH. *Biomechanics of Fusion and Stabilization. Spine* 1995;20(24S): 85S-99S
45. Goh J, Thambyah A, Wong HK, Yu CS. Biomechanical study of facetectomized lumbar spine. 1999 Bioengineering Conference, Montana, USA.
46. Graham RS, Oberlander EK, Stewart JE, Griffiths DJ. Validation and use of a finite element model of C-2 for determination of stress and fracture patterns of anterior odontoid loads. *J Neurosurg* 2000 Jul;93(1 Suppl):117-25.
47. Heidari B, Najarian S. Prediction of load sharing among lumbar spine using finite element approach. 12TH Conference of the ESB, Dublin , 2000.
48. Huiskes R, Chao EY. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *J Biomech* 1983; 16(6):385-409.
49. Huiskes R, Hollister SJ. From structure to process, from organ to cell: recent developments of FE-analysis in orthopaedic biomechanics. *J Biomech Eng* 1993 Nov;115(4B):520-7.
50. Jalouszynski RL, Murphy SB: The importance of stresses in the etiology of slipped capital femoral epiphysis. *Trans. Orthopaedic Research Society* 1993; 704. 51.
- Hult E et al. In vivo measurement of spinal column viscoelasticity- an animal model. *Proc Inst Mech Eng H* 1995; 209(2): 105-110.
52. Julian S, Mohsen A, Siddall DJ, Fagan MJ. Finite element analysis and development of a laboratory model of an intervertebral disc. 1999 Bioengineering Conference, Montana, USA .
53. Kiefer A et al. On the equilibrium positions of human spine in neutral posture. 1994 Int Mech Eng Cong Expo BED 28, ASME, 87-88.
54. Kiefer A et al. Stability of human spine in prolonged neutral postures. ASME Int Mech Eng Cong Expo BED 33, ASME, 303-304.
55. Kiefer A et al. Stability of the human spine neutral postures. *Europ Spine* 1997; J 6(1): 45-53.
56. Kim Y, Vanderby R. Finite Element Analysis of Interbody Cages in a Human Lumbar Spine. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2000;3(4):257-272.
57. Kong WZ, Goel VK, Gilbertson LG, Weinstein JN. Effects of muscle dysfunction on lumbar spine mechanics. A finite element study based on a two motion segments model. *Spine* 1996;21(19):2197-206.
58. Konz RJ, Goel VK, Grobler LJ, Grosland NM, Spratt KF, Scifert JL, Sairyo K. The pathomechanism of spondylolytic spondylolisthesis in immature primate lumbar spines in vitro and finite element assessments. *Spine* 2001 ;26(4):E38-49
59. Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element modeling approaches of human cervical spine facet joint capsule. *J Biomech* 1998;31(4):371-6.
60. Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA, Voo LM, Cusick JF, Larson SJ. Finite element modeling of cervical laminectomy with graded facetectomy. *J Spinal Disord* 1997;10(1):40-6.
61. Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA, Maiman DJ. Finite element modeling of the cervical spine: role of intervertebral disc under axial and eccentric loads. *Med Eng Phys* 1999 ;21(10):689-700
62. Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study. *Clin Biomech* 1999 ;14(1):41-53.
63. Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA, Maiman DJ, Goel VK. Contribution of disc degeneration to osteophyte formation in the cervical spine: a biomechanical investigation. *J Orthop Res* 2001;19(5):977-84.
64. Kim Y. Prediction of mechanical behaviors at interfaces between bone and two interbody cages of lumbar spine segments. *Spine* 2001 ;26(13):1437-42.
65. Kim YE. An analytical investigation of ligamentous lumbar spine mechanics, PhD Thesis, 1988, Univ of Iowa.
66. Kim YE et al. Effect of disc degeneration at one level on the adjacent level in axial mode. *Spine* 1991; 16(3): 331-335.
67. Kong W, Goel VK. Finite element study on the effects of muscle dysfunction on spine mechanics. *Int Mech Eng Cong Expo BED* 1994;28: 337-338.
68. Kong, W. Z., Goel, V. K., Gilbertson, L. G., Weinstein, J. N. Effects of Muscle Dysfunction on Lumbar Spine Mechanics. A Finite Element Study Based on a Two Motion Segments Model. *Spine* 1996; 21 (19):. 2197-2206.
69. Krag MH et al. Internal displacement distribution from in vitro loading of human thoracic and lumbar spinal motion segments: experimental results and theoretical predictions. *Spine* 1987; 12(10): 1001-07.
70. Kumaresan SC et al. Finite element analysis of cervical laminectomy with graded facetectomy. *ASME Int Mech Eng Cong Expo BED* 1996; 33: 27-28.

71. Lavaste F, Skalli W, Robin S, Roy-Camille R, Mazel C. Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *J Biomech* 1992;25(10):1153-64.
72. Lee M, Kelly DW, Steven GP. A model of spine, ribcage and pelvic responses to a specific lumbar manipulative force in relaxed subjects. *J Biomech* 1995 Nov;28(11):1403-8.
73. Lee CK, Kim YE, Lee CS, Hong YM, Jung JM, Goel VK. Impact response of the intervertebral disc in a finite-element model. *Spine* 2000 ;25(19):2431-9.
74. Lotz J, Colliou OK, Chin J, Duncan NA, Liebenberg E. Compression-induced degeneration of the intervertebral disc: An in vivo mouse model and finite element study. *Spine* 1998; 23(23): 2493-2506.
75. Liebschner MA, Rosenberg WS, Keaveny TM. Effects of bone cement volume and distribution on vertebral stiffness after vertebroplasty. *Spine* 2001 15;26(14):1547-54.
76. Lim TH et al. Stress analysis of a canine spinal motion segment using finite element technique, Winter Annual Meeting, Anaheim 1992; 22: 345-347.
77. Lim TH, Eck JC, An HS, Hong JH, Ahn JY, You JW. Biomechanics of Transfixation in Pedicle Screw Instrumentation. *Spine* 1996;21:2224-2229
78. Lim TH et al. Do Bending twisting, and diurnal fluid changes in the disc affect the propensity to prolapse? A viscoelastic finite element model, *Spine* 1996; 21(22): 2570-79.
79. Lim TH, Kwon H, Jeon CH, Kim JG, Sokolowski M, Natarajan R, An HS, Andersson GB. Effect of endplate conditions and bone mineral density on the compressive strength of the graft-endplate interface in anterior cervical spine fusion. *Spine* 2001;26(8):951-6.
80. Liu CL, Chen HH, Cheng CK, Kao HC, Lo WH. Biomechanical evaluation of a new anterior spinal implant. *Clin Biomech* 1998;13(Suppl 1):S40.
81. Lu YM, Hutton WC, Gharpuray VM. Can variations in intervertebral disc height affect the mechanical function of the disc? *Spine* 1996;21(19):2208-16.
82. Maiman DJ, Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Biomechanical effect of anterior cervical spine fusion on adjacent segments. *Biomed Mater Eng* 1999;9(1):27-38.
83. Martinez JB, Oloyede VO, Broom ND. Biomechanics of load-bearing of the intervertebral disc: an experimental and finite element model. *Med Eng Phys* 1997 Mar;19(2):145-56.
84. Mizrahi J, Silva MJ, Hayes WC. Finite element stress analysis of simulated metastatic lesions in the lumbar vertebral body. *J Biomed Eng* 1992;14(6):467-75.
85. Mizrahi J, Silva MJ, Keaveny TM, Edwards WT, Hayes WC. Finite-element stress analysis of the normal and osteoporotic lumbar vertebral body. *Spine* 1993 ;18(14):2088-96.
86. Mohsen A, Siddall DJ, Gillespie P, Julian S, Fagan MJ. Patient specific spine models. Development of a laboratory intervertebral disc for validation of the models. 1999 Bioengineering Conference, Montana, USA .
87. Mohsen A, Julian S, Gillespie P, Siddall DJ, Fagan MJ. Finite element analysis of the lumbar intervertebral disc- a material sensitivity study. 1999 Bioengineering Conference, Montana, USA .
88. Morgan EF, Keaveny TM. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *J Biomech* 2001 ;34(5):569-77.
89. Natarajan RN, Ke JH, Andersson GB. A model to study the disc degeneration process. *Spine* 1994 ;19(3):259-65.
90. Natarajan RN, Andersson GB. The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading. *Spine* 1999;24(18):1873-81.
91. Natarajan RN, Chen B, An HS, Andersson GB. Anterior cervical fusion. *Spine* 2000; 25(8): 955-961.
92. Naurel N et al. A three-dimensional parametrized finite element model of the lower cervical spine, Study of the influence of the posterior articular facets. *J Biomech* 1997;30(9): 921-931.
93. Ng HW, Teo EC. Nonlinear finite-element analysis of the lower cervical spine (C4-C6) under axial loading. *J Spinal Disord* 2001;14(3):201-10.
94. Nolte LP, Pingel TH. A planar nonlinear model of the human spine, *Biomediz Tech.* 1991; 36(12): 298-304.
95. Noone G et al. A continuous model of the human scoliotic spine. *J Biomed Eng* 1993; 13(6) : 473-480.
96. O'Toole RV, Jaramaz B, DiGioia AM, Visnic CD, Reid RH. Biomechanics for preoperative planning and surgical simulations in orthopaedics. *Comput Biol Med* 1995; 25(2):183-91.
97. Overaker DW, Langrana NA, Cuitino AM. Finite element analysis of vertebral body mechanics with a nonlinear microstructural model for the trabecular core. *J Biomech Eng* 1999 ;121(5):542-50.
98. Patwardhan A et al. Effect of injury and orthotic support on the stability of the spine, IEEE Eng Med Biol Soc Conf, New Orleans, 1988, 673-674.
99. Pintar FA et al. Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments, *J Biomech* 1992; 25(11): 1351-56.
100. Pitzen T, Matthis D, Caspar W, Muller-Storz H, Steudel WI. Initial stability of two PLIF-techniques. A biomechanical comparison using a finite element model. *Orthopaede* 2000 ;29(1):68-72.
101. Pitzen T, Geisler FH, Matthis D, Muller-Storz H, Pedersen K, Steudel WI. The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: a comparison between an intact and a surgically altered motion segment. *Eur Spine J* 2001;10(1):23-9.
102. Poliketi A, Orr TE, Nolte LP. Factors influencing the stresses in the lumbar vertebra after insertion of interbody cages: finite element analyses. 1999 Bioengineering Conference, Montana, USA.
103. Pope MH, Novotny JE. Spinal biomechanics. *J Biomech Eng* 1993 Nov;115(4B):569-74.
104. Puttlitz CM, Goel VK, Grosland NM, Scifert J, Clark CR. Biomechanical aspects of early rheumatoid arthritis involvement of the upper cervical spine: A finite element investigation. 1999 Bioengineering Conference, Montana, USA.
105. Puttlitz CM, Goel VK, Traynelis VC, Clark CR. A finite element investigation of upper cervical instrumentation. *Spine* 2001;26(22):2449-55

106. Robin S et al. Influence of geometrical factors on the behaviour of lumbar spine segments: a finite element analysis. *Europ Spine J* 1994; 3(2): 84-90.
107. Rohlmann A, Calisse J, Bergmann G, Weber U. Internal spinal fixator stiffness has only a minor influence on stresses in the adjacent discs. *Spine* 1999;24(12):1192-5.
108. Saito T et al. Analysis and prevention of spinal column deformity following cervical laminectomy: pathogenetic analysis of postlaminectomy deformities, *Spine* 1991;16(5): 494-502.
109. Sadegh AM, Tchako A. Vertebral stress of a cervical spine model under dynamic load. *Technol Health Care* 2000;8(2):143-54.
110. Schendel MJ. Experimental measurements of lumbar spine biomechanics to validate a finite element model of the lumbar spine, PhD Thesis, 1990, Univ of Minnesota.
111. Sciftert JL, Goel VK, Grosland NM, Puttlitz CM, Totoribe K, Traynelis V. Finite element investigation of anterior plate and bone graft load sharing in the cervical spine. 1999 Bioengineering Conference, Montana, USA .
112. Seidel H, Bluthner R, Hinz B. Application of finite-element models to predict forces acting on the lumbar spine during whole-body vibration. *Clin Biomech* 2001;16 Suppl 1:557-63.
113. Sharma M et al. Load sharing in lumbar spine facets, ligaments and disc. 1994 Int Mech Eng Cong Expo, BED 28, ASME, 343-344.
114. Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine* 1995;20(8):887-900.
115. Shirado O. Thoracolumbar burst fracture: an experimental study on cadaveric spines and finite element method, *J Jpn Orthop Assoc* 1993; 67(7): 644-654.
116. Shirazi-Adl A and Drouin G. Load-bearing role of facets in a lumbar segment under sagittal plane loadings. *J Biomech* 1987; 20(6): 601-613.
117. Shirazi-Adl A. On the fibre composite material models of disc annulus-comparison of predicted stresses. *J Biomech* 1989; 22(4): 357-365.
118. Shirazi-Adl A. Finite-element simulation of changes in the fluid content of human lumbar discs. *Mechanical and clinical implications. Spine* 1992 Feb;17(2):206-12
119. Shirazi-Adl A. Nonlinear response analysis of the human ligamentous lumbar spine in compression, *Spine* 1993; 18(1): 147-158 . 120.
- Shirazi-Adl A. Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments. *Spine* 1994 ;19(21):2407-14.
121. Shirazi-Adl A. Nonlinear stress analysis of the whole lumbar spine in torsion--mechanics of facet articulation. *J Biomech* 1994;27(3):289-99.
122. Shirazi-Adl, Ranu HS. 3-D finite element modeling of human spinal discs and correlation with volume-pressure relation due to loading, 14th South Biomed Eng Conf, Shreveport, IEEE, 1995, 268-269.
123. Shirazi- Kasra M, Grynypas MD. Static and dynamic finite element analyses of an idealized structural model of vertebral trabecular bone. *J Biomech Eng* 1998 ;120(2):267-72.
124. Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Effect of changes in lordosis on mechanics of the lumbar spine-lumbar curvature in lifting. *J Spinal Disord* 1999 ;12(5):436-47.
125. Silva MJ, Keaveny TM, and Hayes WC: Load sharing between cortical and trabecular bone in the lumbar vertebral body. *Trans. Orthopaedic Research Society* 1994, 426.
126. Silva MJ, Keaveny TM, and Hayes WC: CT-based finite element analysis predicts failure loads and fracture patterns for vertebral sections. *Trans. Orthopaedic Research Society* 1996, 273.
127. Silva MJ, Keaveny TM, Hayes WC. Load sharing between the shell and centrum of the lumbar vertebral body. *Spine* 1997; 22(2): 140-150.
128. Silva MJ, Keaveny TM, Hayes WC. Computed tomography-based finite element analysis predicts failure loads and fracture patterns for vertebral sections. *J Orthop Res* 1998; 16:300-308.
129. Skalli W, Robin S, Lavaste F, Dubouset J. A biomechanical analysis of short segment spinal fixation using a three-dimensional geometric and mechanical model. *Spine* 1993; 18(5): 536-545.
130. Stan S et al. A new approach to the biomechanics of the normal and pathologic lumbar disk using the finite element method. *Acta Orthop Belgica* 1989; 55(2): 97-106.
131. Stokes IA, Gardner-Morse M. Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis. *Spine* 1993;18(16):2457-64.
132. Suwito W, Keller TS, Basu PK, Weisberger AM, Strauss AM, Spengler DM. Geometric and material property study of the human lumbar spine using the finite element method. *J Spinal Disord* 1992; 5(1):50-9.
133. Tadano S et al. Stress distribution of the lumbar spine under compression. *Trans Jpn Soc Mech Eng* 1989; 55(513A): 1017-21.
134. Teo EC, Paul JP, Evans JH. Finite element stress analysis of a cadaver second cervical vertebra. *Med Biol Eng Comput* 1994;32(2):236-8.
135. Teo EC, Ng HW. Analytical static stress analysis of first cervical vertebra (atlas). *Ann Acad Med Singapore* 2000 Jul;29(4):503-9.
136. Teo EC, Ng HW. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method. *Med Eng Phys* 2001;23(3):155-64.
137. Teo EC, Ng HW. First cervical vertebra (atlas) fracture mechanism studies using finite element method. *J Biomech* 2001 ;34(1):13-21.
138. Thacker BH et al. Probabilistic cervical spine injury analysis methods, 7th Spec Conf Probab Mech Str Reliab, Worcester, ASCE, 1996; 270-273.
139. The National Agency for Finite Element Methods and Standards. A Finite Element Primer. Science Library.

140. Todd D., Goal V, Grosland N, Wilder D, Pope M. Contact finite element model of an artificial intervertebral disc. ASB Conference, 2001
141. Vanneuville G, Cluzel P, Massaux M et al. A model of the human lumbar vertebral column: a preliminary study. *Surg Radiol Anat* 1995;17(1):53-7.
142. Voo LM, Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA, Cusick JF. Finite element analysis of cervical facetectomy. *Spine* 1997; 22(9): 964-969.
143. Wang JL, Parnianpour M, Shirazi-Adl A, Engin AE. Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion. Effect of loading rate. *Spine* 2000 ;25(3):310-8.
144. Wheeldon J, Khouphongsy P, Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element model of human cervical spinal column. *Biomed Sci Instrum* 2000;36:337-42.
145. Whyne CM, Hu S, Klisch S, Lotz J. Effect of the pedicle and posterior arch on vertebral body strength predictions in finite element modeling. *Spine* 1998; 23(8): 899-907.
146. Whyne C, Hu S, Lotz J. Biomechanical guidelines for burst fracture prediction in the metastatic spine. 47TH Annual Meeting, Orthopedic Research Society, San Fransisco, 2001.
147. Yang KH et al. Stress redistribution of osteoporotic spine, *Comp Meth Bioeng BED 9, ASME*, 1988; 427-436.
148. Yeh OC, Keaveny TM. Biomechanical effects of intraspecimen variations in trabecular architecture: a three-dimensional finite element study. *Bone* 1999 ;25(2):223-8.
149. Yiannakopoulos CK, Kyriakopoulos MK. The effect of the starting hole on the strength of the femur. *Jounal Bone Joint Surg.* 2001
150. Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, Pintar FA. Finite element applications in human cervical spine modelling. *Spine* 1996 ;21(15):1824-34.
151. Yoganandan N, Kumaresan SC, Voo L, Pintar FA, Larson SJ. Finite element modelling of the C4-C6 cervical spine unit. *Med Eng Phys* 1996;18(7):569-74.
152. Yoganandan N et al. Finite element model of the human lower cervical spine: parametric analysis of the C4-C6 unit. *J Biomech Eng. ASME* 1997; 119(1): 87-92.
153. Zander T, Rohlmann A, Calisse J, Bergmann G. Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination. *Clin Biomech* 2001;16 Suppl 1:S73-80